



Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Tadej Čivljak

EVALUACIJA HIDROFILNOSTI POVRŠINE DENTALNIH IMPLANTATA

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2026.



Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Tadej Čivljak

EVALUACIJA HIDROFILNOSTI POVRŠINE DENTALNIH IMPLANTATA

DOKTORSKI RAD

Mentori:

prof.dr.sc. Dragana Gabrić

dr.sc. Ticijana Ban

Zagreb, 2026.



University of Zagreb

School of Dental Medicine

Tadej Čivljak

EVALUATION OF THE HYDROPHILICITY OF THE SURFACE OF DENTAL IMPLANTS

DOCTORAL DISSERTATION

Supervisors:

Full Professor Dragana Gabrić, DDM, PhD

Ticijana Ban, PhD

Zagreb, 2026.

Rad je ostvaren na Zavodu za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta Zagreb, Institutu za fiziku u Zagrebu te Klinici za stomatologiju i Zavodu za bolesti metabolizma KBC-a Zagreb.

Lektor hrvatskog jezika: Nikolina Pinčić, mag. educ. philol. croat.

Lektor engleskog jezika: Marina Pekeljević, mag. philol. angl. et mag. educ. philol. franc.

Sastav Povjerenstva za ocjenu doktorskog rada:

- 1.
- 2.
- 3.

Sastav Povjerenstva za obranu doktorskog rada:

- 1.
- 2.
- 3.

Datum obrane rada:

Rad sadrži: 86 stranice
9 tablica
9 slika
1 CD

Rad je vlastito autorsko djelo koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu su izvorni doprinos autora poslijediplomskog doktorskog rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija odnosno propusta u navođenju njihovog podrijetla.

Veliko hvala mentorici, prof.dr.sc. Dragani Gabrić, i komentorici, dr.sc. Ticijani Ban, na vrijednim savjetima, pomoći i uloženom vremenu u izradi ove doktorske disertacije.

Hvala kolegama i medicinskim sestrama sa Zavoda za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta u Zagrebu, kolegama i medicinskim sestrama s Klinike za stomatologiju i Zavoda za bolesti metabolizma Kliničkog bolničkog centra Zagreb, kolegama i medicinskim sestrama Stomatološke poliklinike Zagreb te djelatnicima Instituta za fiziku u Zagrebu koji su velikodušno utrošili svoje vrijeme i pružili pomoć u istraživanju.

Hvala distributerima i njihovim djelatnicima dentalnih implantata u Hrvatskoj koji su donirali implantate za potrebe znanstvenog istraživanja.

Hvala mojim roditeljima na kontinuiranoj podršci tijekom cijelog školovanja, pa tako i tijekom ovog poslijediplomskog doktorskog studija.

Hvala Bogu.

Posljednje, ali najveće hvala mojoj Ivani na razumijevanju i bezrezervnoj podršci tijekom svih ovih godina i na pomoći u provođenju istraživanja.

Ovu doktorsku disertaciju posvećujem Ivani, Tomi i Andrei.

Sažetak

EVALUACIJA HIDROFILNOSTI POVRŠINE DENTALNIH IMPLANTATA

Hidrofilnost površine dentalnih implantata predstavlja jedan od ključnih čimbenika za uspješnu osteointegraciju, pri čemu se veća hidrofilnost povezuje s bržom i učinkovitijom osteointegracijom. Cilj ovog istraživanja bio je usporediti hidrofilna svojstva površina dentalnih implantata izrađenih od titana i cirkonija, kao i ispitati utjecaj različitih bioloških uvjeta, uključujući prisutnost sistemskih bolesti i štetnih navika, na moćenje površine implantata krvlju. *In vitro* analiza provedena je na 15 implantata, 13 titanskih i 2 cirkonijeva, različite površinske obrade. Hidrofilnost je procijenjena metodom kontaktnog kuta, za svaki implantat zabilježeno je 30 mjerenja. Dodatno, provedeno je ispitivanje utjecaja različitih krvnih uzoraka na hidrofilnost implantata. U toj fazi analizirano je 18 različitih implantata, a krvni uzorci prikupljeni su od 40 dobrovoljnih ispitanika raspoređenih u četiri skupine: zdrave osobe, dijabetičari, hiperlipidemičari i pušači. Rezultati su pokazali da su titanski implantati BTI UniCa, Nobel TiUltra i Straumann Roxolid SLActive iskazali najveću hidrofilnost. S druge strane, cirkonijevi implantati pokazali su općenito nižu hidrofilnost. Kod usporedbe utjecaja krvi različitih skupina, zabilježene su varijacije ovisno o tipu implantata i skupini. U dijabetičkoj skupini nisu uočeni jednoznačni rezultati. U skupini s hiperlipidemijom, gotovo svi implantati pokazali su veću apsorpciju krvi u odnosu na zdravu skupinu, izuzev implantata Nobel TiUltra, kod kojeg je razlika bila minimalna i u suprotnom smjeru. Najizraženije razlike u apsorpciji krvi između zdravih osoba i pušača uočene su kod implantata Avinent, BTI UniCa i Nobel TiUltra, koji su pokazali veću moćivost površine pri kontaktu s krvlju pušača. Dobiveni rezultati potvrđuju da titanski implantati više klase posjeduju superiorna hidrofilna svojstva, što potencijalno može doprinijeti bržem cijeljenju. Međutim, klinička validacija ovih rezultata zahtijeva provedbu *in vivo* istraživanja. S druge strane, niža hidrofilnost cirkonijevih implantata ukazuje na potrebu daljnjih istraživanja i optimizacije površinske obrade. Također, rezultati statistički upućuju na to da krv bolesnika sa sistemskim poremećajima i pušača može mijenjati hidrofilnost površine implantata u odnosu na krv zdravih osoba, no klinička relevantnost tih razlika ostaje nejasna. Dodatna *in vivo* istraživanja nužna su kako bi se procijenio stvarni utjecaj ovih nalaza na dugoročni ishod implantološke terapije.

Ključne riječi: dentalni implantati, hidrofilnost, moćivost, kontaktni kut, osteointegracija

Summary

EVALUATION OF THE HYDROPHILICITY OF THE SURFACE OF DENTAL IMPLANTS

Aim: The hydrophilicity of dental implant surfaces is one of the key factors for successful osseointegration, with greater hydrophilicity being associated with faster and more efficient integration. The aim of this study was to compare the hydrophilic properties of dental implant surfaces made of titanium and zirconia, as well as to examine the influence of various biological conditions, including the presence of systemic diseases (such as diabetes and hyperlipidemia) and harmful habits like smoking, on the wettability of implant surfaces when in contact with blood. Numerous previous studies have confirmed the negative impact of these factors on the healing process.

Materials, participants and methods: An *in vitro* analysis was conducted on a total of 15 implants, 13 titanium and 2 zirconia, each with different chemical compositions and surface treatments. Hydrophilicity was assessed using the contact angle method, in which a drop of saline solution was applied to the apical part of each implant. For each implant, 30 contact angle measurements were recorded at three different surface wetting time intervals. In addition, the impact of various blood samples on the hydrophilicity of the implant surface was investigated. In this phase, 18 implants from different systems were analyzed, and blood samples were collected from a total of 40 voluntary participants divided into four groups: healthy individuals, patients with diabetes, patients with hyperlipidemia, and smokers.

Results: The results showed that the titanium implants BTI UniCa, Nobel TiUltra, and Straumann Roxolid SLActive, all classified as premium implants, exhibited the highest hydrophilicity. In contrast, zirconia implants generally demonstrated lower hydrophilicity, with Nobel Pearl showing significantly greater hydrophilicity compared to Bredent WhiteSKY. When comparing the effects of blood from different participant groups, variations were observed depending on the implant type and the group in question. In the diabetic group, no consistent trend was identified; some implants absorbed more blood from diabetic samples, while others exhibited greater wettability when in contact with blood from healthy individuals. In the hyperlipidemic group, nearly all implants showed increased blood absorption compared to the

healthy group, except for the Nobel TiUltra implant, where a slight reverse effect was observed. The most pronounced differences in blood absorption between healthy individuals and smokers were seen with the Avinent, BTI UniCa, and Nobel TiUltra implants, all of which demonstrated greater surface wetting when exposed to smokers' blood. Other implants exhibited less noticeable differences.

Conclusion: The obtained results confirm that premium titanium implants exhibit superior hydrophilic properties, which could potentially contribute to faster healing and more effective implementation of immediate loading protocols. However, clinical validation of these findings requires further *in vivo* studies. On the other hand, the lower hydrophilicity observed in zirconia implants highlights the need for continued research and optimization of their composition and surface treatment in order to enhance their osseointegration potential. Furthermore, the results statistically suggest that the blood of patients with systemic conditions and smokers may alter the hydrophilicity of implant surfaces compared to the blood of healthy individuals. However, the clinical relevance of these differences remains unclear. Additional *in vivo* research is necessary to assess the true impact of these findings on the long-term outcomes of implant therapy.

Keywords: dental implants, hydrophilicity, wettability, contact angle, osseointegration

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1. Hidrofilnost i hidrofobnost površine	2
1.2. Površina dentalnih implantata	4
1.2.1. Titanski implantati	4
1.2.2. Keramički implantati	7
1.2.3. Obrada površine dentalnih implantata	10
1.3. Hidrofilnost površine dentalnih implantata i osteointegracija	12
1.4. Sustavi dentalnih implantata	14
1.4.1. Alpha Bio MultiNeO	15
1.4.2. Ankylos®	16
1.4.3. Astra Tech Implant System OsseoSpeed™ TX	17
1.4.4. Avinent	17
1.4.5. Bioaktivni Ti + Mg implantat	18
1.4.6. Bredent blueSKY i Bredent whiteSKY	19
1.4.7. BTI Optima i BTI UniCa®	20
1.4.8. Champions (R)Evolution	21
1.4.9. Dentium Implantatium	22
1.4.10. GC Implant Aadva®	23
1.4.11. ICX Active Liquid	24
1.4.12. Nobel Parallel™ CC TiUltra™ i NobelPearl™ Tapered WP	24

1.4.13. Prama RF	26
1.4.14. Straumann Roxolid® SLActive®	26
1.5. Utjecaj kroničnih bolesti i štetnih navika na proces cijeljenja rana	27
2. HIPOTEZE I CILJEVI ISTRAŽIVANJA	30
3. MATERIJALI, ISPITANICI I POSTUPCI	32
3.1. Istraživanje br. 1 - Usporedba hidrofilnosti metodom kontaktnog kuta	33
3.1.1. Odabir dentalnih implantata	34
3.1.2. Postupak mjerenja hidrofilnosti metodom kontaktnog kuta	36
3.1.3. Statistička obrada podataka	39
3.2. Istraživanje br. 2 - Utjecaj krvi različitih skupina ispitanika na hidrofilnost	40
3.2.1. Odabir dentalnih implantata i prikupljanje ispitanika	40
3.2.2. Ispitivanje utjecaja krvi različitih skupina ispitanika na stupanj hidrofilnosti	42
3.2.3. Statistička obrada podataka	46
4. REZULTATI	47
4.1. Rezultati Istraživanja br. 1	48
4.1.1. Usporedba hidrofilnosti 13 titanskih implanata	48
4.1.2. Usporedba hidrofilnosti dva cirkonijeva implantata	49
4.1.3. Usporedba hidrofilnosti titanskih i cirkonijevih implantata istog proizvođača ...	50
4.2. Rezultati Istraživanja br. 2	52
4.2.1. Usporedba hidrofilnosti implantata pri kvašenju krvlju zdravih ispitanika i ispitanika s dijabetesom	52

4.2.2. Usporedba hidrofilnosti implantata pri kvašenju krvlju zdravih ispitanika i ispitanika s hiperlipidemijom	53
4.2.3. Usporedba hidrofilnosti implantata pri kvašenju krvlju zdravih ispitanika i ispitanika koje puše	54
5. RASPRAVA	56
5.1. Istraživanje br. 1 - Usporedba hidrofilnosti metodom kontaktnog kuta	57
5.2. Istraživanje br. 2 - Utjecaj krvi različitih skupina ispitanika na hidrofilnost	61
6. ZAKLJUČAK	65
7. LITERATURA	67
8. ŽIVOTOPIS	84

Popis skraćenica

BIC	dodir implantata i kosti (engl. <i>bone-implant contact</i>)
Ti	titan
CT	kompjuterizirana tomografija (engl. <i>computerized tomography</i>)
MRI	magnetska rezonancija (engl. <i>magnetic resonance imaging</i>)
TiO₂	titanijev oksid
CPTi	komercijalno čisti titana (engl. <i>comercial pure titanium</i>)
Ti-6Al-4V	alfa-beta titanska legura s visokom čvrstoćom i otpornošću na koroziju
Fe	željezo
TiFe	titan-željezo
Ti₂Fe	titan dioksid
Ti-6Al-7Nb	alfa-beta titanska legura stabilizirana niobijem
Ti-5Al-2.5Fe	alfa-beta titanska legura stabilizirana željezom
PSZ	djelomično stabilizirani cirkon (engl. <i>partially stabilized zirconia</i>)
Y-TZP	itrijem stabilizirani tetragonalni cirkonijev oksid (engl. <i>yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal</i>)
Ra	dvodimenzionalna prosječna hrapavost profila
Sa	trodimenzijska prosječna hrapavost površine
HA	hidroksiapatit
NETs	izvanstanične neutrofilne zamke (engl. <i>neutrophil extracellular traps</i>)
Al₂O₃	aluminijev oksid
TiO₂	titanijevim dioksidom
PM	praškasta metalurgija
HBSS	Hankova izbalansirana solna otopina
MIMI	minimalno invazivna metoda implantacije (engl. <i>minimally invasive method of implantation</i>)
BOS	biološki oscilirajuća površina (engl. <i>bio oscillating surface</i>)
CAD/CAM	računalno potpomognuto projektiranje i računalno potpomognuta proizvodnja (engl. <i>Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing</i>)

SLA	pjeskareno krupnim četkicama, jetkano kiselinom (engl. <i>Sandblasted, Large-grit, Acid-etched</i>)
LDL	lipoprotein niske gustoće (engl. <i>low-density lipoprotein</i>)

1. UVOD

Razvojem dentalne implantologije uveliko se povećala kvaliteta života ljudi zbog čega nestabilne totalne proteze polako odlaze u povijest, posebno one za donju čeljust. Primarni cilj implantoprotetske terapije je ostvariti i održati dugotrajan kontakt između kosti i dentalnog implantata (engl. *BIC, bone-implant contact*), što se naziva osteointegracija. Ona se histološki definira kao direktna strukturna i funkcijska veza između zrele kosti i površine dentalnog implantata bez mekog tkiva između njih. Za predvidljivu osteointegraciju važno je nekoliko faktora: biokompatibilan materijal dentalnog implantata, minimalno traumatski zahvat, kako bi se oštećenje tkiva smanjilo na najmanju moguću razinu, postavljanje dentalnog implantata u zadovoljavajuću poziciju okruženog zdravom kosti te nepomičnost dentalnog implantata tijekom faze cijeljenja. Titan je najčešće korišteni materijal izbora za dentalne implantate zbog svoje biološke inertnosti pa ne uzrokuje reakciju domaćina na strano tijelo. Uz izbor materijala, osteointegraciju određuju još mnogobrojni lokalni i sistemski faktori. Lokalni faktori koji utječu na osteointegraciju su: tehnika operatera, dizajn dentalnih implantata, obrada površine dentalnih implantata te hidrofilitnost dentalnih implantata. Sistemski faktori koji mogu utjecati na ishod implantoprotetske terapije su bolesti ili štetne navike koje otežavaju cijeljenje kao što su dijabetes, hiperlipidemija, pušenje, zračenje u području glave i vrata itd. (1-3).

1.1. Hidrofilnost i hidrofobnost površine

Grčim riječima *hydōr* (hrv. voda), *philía* (hrv. voljeti) i *phobos* (hrv. strah) se definiraju termini hidrofilnost i hidrofobnost. Hidrofilnost, koja se još naziva i močivost, se definira kao afinitet koji materijal ima u odnosu na vodu, odnosno sklonost površine ili molekule da upije vodu. Hidrofilne površine imaju tendenciju privlačenja i interakcije s vodom kroz vezivanje vodika ili elektrostatičke interakcije. Ovo svojstvo rezultira dobrim vlaženjem površine vodom ili drugom tekućinom. Suprotno od hidrofilnosti, hidrofobnost se opisuje kao sklonost površina ili molekula da odbijaju vodu. Hidrofobne površine se ne sučeljavaju dobro s vodom i imaju tendenciju smanjivanja kontakta s njom, rezultirajući nevlaženjem površine i oblikovanjem kapljice koju površina ne može upiti. Uz ova dva termina postoje i termini superhidrofilnost te superhidrofobnost koji opisuju posebno hidrofilne, odnosno hidrofobne materijale (4).

U literaturi postoji više tehnika mjerenja močivosti materijala, odnosno hidrofilnosti, hidrofobnosti, superhidrofilnosti i superhidrofobnosti.

Tehnika sjedeće kapljice (engl. *Sessile drop method*) je najčešća tehnika mjerenja kontaktnog kuta gdje se s automatskim optičkim goniometrom snima kapljica koja se ispušta na ispitivanu površinu te se kompjuterskim programom mjeri vanjski kontaktni kut između površine kapljice i ispitivane podloge (5).

Kontaktni kut se može mjeriti i metodom igle (engl. *Needle method*) gdje se igla kojom se ispušta kapljica prinese blizu podloge te se ispusti kapljica koja se povećava ispuštanjem više tekućine. U to vrijeme se mjeri aktivni kontaktni kut, a pri smanjivanju kapljice, uslijed aspiriranja kapljice natrag u dispenzer ili štrcaljku, mjeri se povratni kontaktni kut. Ova tehnika se koristi za proučavanje vlaženja pametnih površina i to najčešće superhidrofilnih površina (6).

Metoda nagnjanja (engl. *Tilting method*) je još jedna metoda za mjerenje aktivnog i povratnog kontaktnog kuta. U ovoj se metodi kapljica postavi na površinu nakon čega se podloga počne nagnjati dok se kapljica ne počne kretati. Nagnjanje se može napraviti nagibom uzorka ili cijelog instrumenta. Kad se kapljica počne kretati, aktivni kontaktni kut se mjeri na prednjem dijelu pada. Ovom metodom se omogućuje određivanje tzv. kuta kotrljanja, odnosno kuta pod kojim se kapljica počinje kretati, a može se koristiti i za ispitivanje vlaženja pametnih površina (7).

Metoda zarobljenog mjehurića (engl. *Captive bubble method*) se koristi za mjerenje statičkog ili aktivnog kontaktnog kuta tako što se uzorak uroni u tekućinu koja najčešće bude voda. Mjerenje kontaktnog kuta zatim se izvodi pomoću mjehurića zraka ili neke manje guste tekućine od vode, poput ulja. Ova se metoda koristi za npr. mjerenje vlažnosti rezervoara nafte ili kontaktnih leća (5).

Sljedeća opisana metoda je Wilhelmijeva ploča (engl. *Wilhelmy plate method*) koja se često koristi za mjerenje površinske napetosti, ali se može prilagoditi za mjerenje kontaktnog kuta. Izvodi se tako da se na kuku objesi ispitivani uzorak te se potopi u tekućinu. Snaga koja djeluje na uzorak bilježi se i temelji se na površinskoj napetosti tekućine i dimenzijama uzorka te se izračunava kontaktni kut. Ovom metodom se, također, mjeri aktivni i povratni kontaktni kut jer se mjerenje radi prilikom potapanja i povlačenja uzorka iz tekućine. Koristi se za mjerenja tankih vlakana i to samo do 7 μm širine zbog osjetljivosti metode (5).

Meniskus metoda (engl. *Meniscus method*) se isto koristi za mjerenja kontaktnog kuta na tankim uzorcima kao što su vlakna, ali može mjeriti na vlaknima do 200 μm širine. Izvodi se tako

što se uzorak potopljen u tekućinu, najčešće vodu, povlači natrag i mjeri kontaktni kut između uzorka i tekućine (8).

Posljednja navedena tehnika je Washburnova metoda (engl. *Washburn method*) koja se temelji na kapilarnom usponu tekućine u prah ili druge porozne materijale. Ispitivani materijal se postavi u držač od nehrđajućeg čelika koji je obješen na kuku. Držač s rupama na dnu se uroni u tekućinu te se zabilježi masovni unos u prah ili materijal koji se ispituje. Ova metoda se koristi za mjerenje hidrofilnosti praha i poroznih materijala (9).

Kontaktni kut je definiran kao unutarnji kut između tangente na površinu tekućine i same površine u točki tangente. Kut manji od 10° opisuje superhidrofilnu površinu, kut od 10° do 90° hidrofilnu površinu, kut od 90° do 150° hidrofobnu površinu, a kut veći od 150° superhidrofobnu površinu (10).

1.2. Površina dentalnih implantata

Na tržištu postoje brojni sustavi dentalnih implantata: jeftiniji koji samo zadovoljavaju testirane kliničke uvjete da bi se mogli pustiti u prodaju i skuplji, tzv. *premium* implantati čiji proizvođači ulažu velika financijska sredstva na *in vitro* testiranja, klinička testiranja i zadovoljavanje najstrožih i najspecifičnijih testova te stalno usavršavaju oblik i površinu svojih dentalnih implantata. Kao što je već spomenuto, titan je najvažniji i dugogodišnji materijal od kojeg se proizvode dentalni implantati. Neki proizvođači danas nude i estetski prihvatljivije implantate proizvedene od cirkonij-keramike.

1.2.1. Titanski implantati

Titan (Ti) predstavlja deveti najzastupljeniji metal, a otkrio ga je William Gregory 1791. godine. U svom čistom obliku, titanij se pojavljuje kao srebrnasti metal s jedinstvenim fizikalno-kemijskim svojstvima, uključujući nisku gustoću ($4\,506\text{g/cm}^3$) i visoku mehaničku čvrstoću (590Mpa) (11). Zbog svoje sklonosti brzom reagiranju s kisikom, na površini metala formira se stabilan oksidni sloj koji mu osigurava izuzetnu otpornost na koroziju. Zahvaljujući tim svojstvima, titanij je našao široku primjenu u različitim industrijama — od sportske opreme,

nakita i brodogradnje, do zrakoplovne i medicinske industrije (12). U području dentalne medicine, titanij i njegove legure su od iznimne važnosti zbog njihove netoksičnosti i biokompatibilnosti, koja je u mnogim slučajevima veća od one koju pružaju kobalt-krom legure ili nehrđajući čelik (13). Dodatno, titanijske komponente kompatibilne su s dijagnostičkim metodama poput kompjutorske tomografije (CT) i magnetske rezonancije (MRI). Temeljni materijal za proizvodnju dentalnih implantata je titanijski biomaterijal. Među različitim oblicima titanija, najčešće proučavan u kontekstu dentalnih implantata je titanijev dioksid (TiO_2). On nastaje zbog snažne afinitetne reakcije titanija s kisikom, pri čemu se stvaraju hidroksilne i hidroksobne skupine. Ovaj pasivni oksidni sloj zaslužan je za visoku biokompatibilnost materijala (14).

Na tržištu je dostupno šest vrsta titanija namijenjenih dentalnim implantatima: četiri razreda komercijalno čistog titanija (CPTi) — Stupnjevi I do IV, s čistoćom od 98 do 99,6 %, te dvije legure — Ti-6Al-4V i njegova niskointersticijska varijanta. Ove varijante razlikuju se po mehaničkoj čvrstoći, otpornosti na koroziju i duktilnosti (15). Među njima, najrašireniji u uporabi je CpTi Stupanj IV, koji sadrži najveću koncentraciju kisika (0,4 %), što rezultira superiornim mehaničkim karakteristikama (11). Uvođenje titanijskih legura imalo je za cilj smanjenje proizvodnih troškova, a legirajući elementi se dijele na alfa (α) stabilizatore (aluminij, kisik, dušik, ugljik) i beta (β) stabilizatore (vanadij, željezo, nikal, kobalt). Na temelju njihove mikrostrukture, dentalne titanijske legure se klasificiraju kao α , β ili kombinirane α - β legure (16). Najzastupljenija je α - β legura Ti-6Al-4V, koja sadrži 6 % aluminija i 4 % vanadija. Aluminij, kao α -stabilizator, doprinosi smanjenju gustoće i povećava čvrstoću, dok vanadij, kao β -stabilizator, dodatno poboljšava mehanička svojstva (11, 17). Međutim, β -stabilizirajući elementi često su skuplji od α -stabilizatora pa se u industriji nastoji pronaći njihove pristupačnije zamjene. Željezo (Fe) se pokazalo kao najučinkovitija alternativa zbog niske cijene i dobrih mehaničkih svojstava, iako visoke temperature mogu potaknuti stvaranje intermetalnih spojeva (npr. TiFe i Ti_2Fe), koji negativno utječu na duktilnost i mehaničku stabilnost legura (18–20).

Površinska svojstva titanijskih implantata igraju ključnu ulogu u interakciji s okolnim koštanim tkivom. Implantati od CpTi i Ti-6Al-4V posjeduju površinski sloj TiO_2 koji osigurava visoku otpornost na koroziju, uz kliničku stopu uspjeha veću od 99 %. Unatoč učestaloj uporabi aluminija kao α -stabilizatora, zabilježeni su izazovi u obradi legura koje ga sadrže. Iako je Ti-

6Al-4V općenito biološki prihvatljiv, zabilježeno je da se male količine aluminija i vanadija mogu s vremenom oslobađati, uzrokujući potencijalne upalne reakcije. Aluminij može inhibirati mineralizaciju kostiju, dok vanadij može biti citotoksičan i izazvati alergijske reakcije, zbog čega se najčešće preferira korištenje komercijalno čistog titanija (21–27). Kako bi se izbjegli neželjeni biološki učinci, razvijene su legure bez vanadija, poput Ti-6Al-7Nb i Ti-5Al-2.5Fe (19). U novije vrijeme, pažnja je usmjerena na razvoj legura s netoksičnim elementima kao što su niobij, tantal, cirkonij i paladij. Među njima se ističe nova dentalna legura poznata pod nazivom Roxolid®, sastavljena od 83 – 87 % titanija i 13 – 17 % cirkonija. Ova binarna legura pokazuje poboljšana svojstva vlačne čvrstoće i otpornosti na zamor u usporedbi s CpTi i Ti-6Al-4V. Prema rezultatima *in vivo* studija provedenih na životinjskim modelima, osteintegracija titanijskih implantata bila je usporediva s cirkonijskim implantatima (28–30).

Primjer titanskog dentalnog implantata, Straumann Roxolid® SLActive®, prikazan je na Slici 1.



Slika 1. Primjer titanskog dentalnog implantata (Straumann Roxolid® SLActive®)

1.2.2. Keramički implantati

Keramički implantati prisutni su već oko 50 godina, no nisu postali široko prihvaćeni zbog biomehaničkih ograničenja i relativno niske kliničke uspješnosti. Međutim, nove generacije keramičkih implantata, izrađeni od cirkonijevog oksida, u posljednje vrijeme postaju ozbiljna alternativa titanijskim implantatima. Na početku je cirkonijev oksid primjenjivan u ortopediji, gdje je korišten za proizvodnju umjetnih zglobova, implantata za ručne zglobove i zvukovod. Od 1990-ih godina njegova je uporaba u dentalnoj medicini značajno porasla, posebno za izradu intrakanalnih nadogradnji, krunica, mostova, estetskih ortodontskih bravica i individualnih nadogradnji na implantatima. Cirkonijev oksid nudi brojne prednosti u odnosu na titanij, uključujući superiorna biološka, estetska i optička svojstva, kao i potvrđenu biokompatibilnost. Osim toga, cirkonijev oksid ima nizak afinitet prema skupljanju plaka, što doprinosi njegovoj dugoročnoj učinkovitosti. Usto, s vremenom su poboljšana svojstva savojne čvrstoće i lomne žilavosti, čime su novi keramički implantati postali konkurentniji u odnosu na starije verzije (31).

Iako keramički implantati na bazi cirkonijevog oksida postaju sve popularniji, i dalje izazivaju kontroverze zbog visoke stope fraktura. U početku su bili korišteni kao jednokomponentne konstrukcije, dok su danas dostupni dvokomponentni sustavi koji omogućuju izradu individualno oblikovanih nadogradnji na implantatima. Cirkonijev oksid je prvi put izolirao Jöns Jacob Berzelius 1842. godine. U obliku praška, cirkonijev oksid je rafiniran i tretiran visokim temperaturama kako bi se dobio optički proziran kristalični oblik. Cirkonijev oksid ima tri kristalne faze: monoklinsku (m), tetragonalnu (t) i kubičnu (c). Monoklinska faza je stabilna pri sobnoj temperaturi do oko 1170°C, nakon čega se, pri višim temperaturama, transformira u tetragonalnu fazu uz gubitak volumena od oko 5 %. Na temperaturama od 2370°C nastaje kubična faza. Kada se cirkonijev oksid hladi i prelazi iz tetragonalne u monoklinsku fazu, dolazi do povećanja volumena od 3 do 4 %, što dovodi do naprezanja i smanjuje stabilnost materijala na sobnoj temperaturi (32). Kako bi se minimizirao ovaj fenomen i postigla stabilnost materijala, dodaju se različiti stabilizirajući oksidi kako bi se dobio djelomično stabilizirani cirkonijev oksid (PSZ), koji sadrži stabilnu tetragonalnu i/ili kubičnu fazu (33). Ova martenzična fazna transformacija značajno poboljšava otpornost na lom i produljuje vijek trajanja endoosealnih implantata izrađenih od cirkonijevog oksida (34). Najčešći tip keramičkih implantata danas je izrađen od itrijem stabiliziranog tetragalnog cirkonijevog oksida (Y-TZP).

Najnovija istraživanja pokazuju da implantati bez aluminijevog oksida, kada su izloženi oralnoj šupljini, imaju stopu preživljavanja od oko 50 %, dok implantati koji sadrže aluminijev oksid pokazuju značajno bolju stopu preživljavanja, koja se kreće između 87 % i 100 % (35).

Fizikalna svojstva cirkonijevih oksidnih implantata ovise o mnogim faktorima, uključujući njihov sastav, kristalnu strukturu, polimorfnu strukturu, udio stabilizirajućih metalnih oksida, proces starenja te makro- i mikrodizajn implantata (36, 37). U usporedbi s drugim keramičkim materijalima, implantati od cirkonijevog oksida pokazuju izuzetna biomehanička svojstva, uključujući visoku čvrstoću, tvrdoću i otpornost na lom. Pri prelasku cirkonijevog oksida iz tetragonalne faze, koja je otpornija na frakture, u monoklinsku fazu, koja je manje otporna na frakture, javlja se fenomen transformacijskog očvrsnuća. Ovaj proces dovodi do volumenskog povećanja kristala cirkonijevog oksida, što može spriječiti nastanak mikropukotina izazvanih mehaničkim naprezanjima u strukturi materijala (38). Posljednjih godina, procesi proizvodnje, posebno metode za stvaranje mikrohrapavih površina dentalnih implantata, značajno su unaprijeđeni i prilagođeni specifičnim karakteristikama cirkonijevog oksida kao materijala. Prema rezultatima meta-analize, incidencija fraktura cirkonijevih oksidnih implantata značajno je smanjena s 3,4 % na 0,2 % u razdoblju između 2004. i 2017. godine (39).

Implantati od cirkonijevog oksida mogu se podijeliti na jednodijelne i dvodijelne. Jednodijelni implantati predstavljaju jedinstvenu konstrukciju, koja uključuje implantat i nadogradnju kao jedinstveni entitet. Ovaj tip implantata ograničava mogućnosti korekcije osi implantata s protetskom suprastrukturuom, zbog čega je ključno unaprijed precizno isplanirati poziciju implantata u odnosu na budući protetski rad. Na jednodijelnim implantatima, završni protetski rad uvijek se cementira pa je važno osigurati da ne ostanu ostaci cementa oko implantata kako bi se izbjegla kasnija upala. Glavna prednost jednodijelnih implantata je što nema mikropropuštanja između implantata i nadogradnje jer je sve integrirano u jednu cjelinu. Dvodijelni implantati, s druge strane, omogućuju veću fleksibilnost u ispravljanju osi protetskog dijela, jer je njihova klinička primjena slična onoj kod titanijskih implantata, a moguće je izraditi individualne nadogradnje od cirkonijevog oksida. Kod dvodijelnih implantata, nadogradnja može biti pričvršćena vijkom ili cementirana (35). Iako dvodijelni implantati postaju sve popularniji, njihova stopa preživljavanja još uvijek nije izuzetno visoka, a prema istraživanjima Kohala i sur., otpornost na frakture kod njih je niža u odnosu na jednodijelne implantate (40).

Daljnja istraživanja sugeriraju da je za jednodijelne implantate žljebasta preparacija za dosjed krunice idealna do dubine od 0,5 mm, jer svako povećanje dubine preparacije može negativno utjecati na fizikalna i mehanička svojstva implantata. Spies i sur. zaključuju da dvodijelni implantati s vijčanim ili cementiranim nadogradnjama imaju smanjenu lomnu žilavost i veću sklonost frakturama (41).

Primjer keramičkog dentalnog implantata, Bredent whiteSKY, prikazan je na Slici 2.



Slika 2. Primjer keramičkog dentalnog implantata (Bredent whiteSKY)

1.2.3. Obrada površine dentalnih implantata

Površina dentalnih implantata može biti glatka ili hrapava. Hrapavljenje površine povećava je za šest do deset puta, što ubrzava proces osteointegracije i omogućuje bolje mehaničko povezivanje implantata s okolnim tkivima (42).

Za opis površinske hrapavosti dentalnih implantata koriste se znanstveni parametri poput dvodimenzionalne prosječne hrapavosti profila (Ra) i trodimenzionalne prosječne hrapavosti površine (Sa). Površinska hrapavost može se klasificirati kao glatka, minimalno hrapava, srednje hrapava ili jako hrapava. Glatke (Sa 0-0,4 mikrometra) i minimalno hrapave (Sa 0,5-1 mikrometar) površine pokazuju slabiju integraciju s kosti u usporedbi s hrapavijim površinama. Srednje hrapave površine (Sa 1-2 mikrometra) pokazuju jaču povezanost s kosti nego jako hrapave površine (Sa veći od 2 mikrometra). Ovi rezultati podržavaju istraživanja Albrektssona i Wennerberga, koji su zaključili da površine s hrapavošću S 1-2 mikrometra predstavljaju optimalnu veličinu za poticanje osteointegracije (43).

Tehnike obrade površine dentalnih implantata mogu se podijeliti na ablativne i aditivne. Ablativne tehnike uklanjaju materijal s površine implantata, stvarajući tako pore. Najčešće korištene ablativne tehnike uključuju pjeskarenje, jetkanje, anodizaciju i lasersku ablaciju, dok je najpoznatija aditivna tehnika obrade površine tehnika raspršivanja plazmom:

Pjeskarenje abrazivnim materijalom - pjeskarenje površine implantata tvrdim keramičkim česticama pod visokim pritiskom predstavlja jednu od metoda za stvaranje hrapave površine. Materijali koji se najčešće koriste u ovom procesu uključuju aluminijev dioksid, titanijev dioksid i hidroksiapatit (HA). Također, postoje tehnike pjeskarenja koje koriste biokompatibilne resorptivne materijale poput HA, β -trikalcij fosfata i bifaznog kalcijevog fosfata. Ako dio resorptivnog materijala ostane na površini implantata nakon pjeskarenja, on će se tijekom procesa cijeljenja resorbirati, bez negativnog utjecaja na biokompatibilnost tijekom osteointegracije. Budući da je HA sastavni dio kosti, osim što je biokompatibilan i resorptivan, on je i osteoinduktivan. Nakon pjeskarenja s HA, površina implantata postiže srednju hrapavost s Sa faktorom 1,49, što je idealna razina za poticanje osteointegracije. Korištenje aluminijevog oksida s česticama veličine 25-75 mikrometara dovodi do stvaranja površine hrapavosti od 0,5-

1,5 mikrometara. Nakon pjeskarenja, osobito kada se koristi neresorptivni materijal, preporučuje se dodatna obrada površine implantata jetkanjem kiselinom (44).

Jetkanje površine kiselinom - jetkanje kiselinama uklanja površinski sloj oksida i sve kontaminante koji nastaju tijekom obrade implantata, čime se stvara čista i homogena površina. Za ovu svrhu obično se koriste hidrokloridna, sumporna, hidrofluoridna i dušična kiselina. Ovaj postupak na površini titana i njegovih legura rezultira uniformnom hrapavošću s mikroskopskim udubljenjima veličine između 0,5 i 2 mikrometra, što značajno povećava kontakt između implantata i kosti. Takva obrada potiče osteointegraciju kroz pojačanu migraciju i zadržavanje oseogenetskih stanica na površini implantata (44, 45).

Anodizacija ili oksidacija - iako svi CPTi i titanske legure formiraju oksidni sloj kada su izloženi zraku, takvi implantati mogu biti podvrgnuti dodatnim tretmanima koji povećavaju debljinu tog sloja. Anodna oksidacija je proces u kojem titanska površina djeluje kao anoda u elektrokemijskom sustavu, a otopina kiselina koristi se kao elektrolit. Debljina oksidnog sloja može se regulirati promjenom voltaže i elektrolitske otopine. Nakon ovog tretmana, oksidni sloj može se povećati s 5 nanometara na 3 mikrometra ili više. Implantati s debljim oksidnim slojem pokazuju veći BIC u odnosu na implantate s tanjim oksidnim slojem. Međutim, debljina sloja veća od 3 mikrometra ne donosi daljnje poboljšanje u BIC-u (45, 46).

Laserska ablacija - tijekom tretmana laserskom ablacijom, površina supstrata se zbog lokalnog grijanja vaporizira, stvarajući kratere. Ovisno o svojstvima materijala, nakon hlađenja, stvara se obod na rubovima tih kratera. Ovom metodom laserske ablacije, titanska površina postaje čvršća, otpornija na koroziju i čišća, uz očuvanje standardne hrapavosti i debljine oksidnog sloja (47).

Raspršivanje plazmom - plazma sprejanje je industrijska metoda u kojoj se željeni materijal u obliku praha injektira kroz plazmeni mlaz, koji ga topi i nanosi na površinu supstrata (poput dentalnog implantata). Na kraju, nanoseni materijal fuzionira s površinom implantata. Ova tehnika se često koristi za nanošenje titana i hidroksiapatita na površinu implantata. Plazma sprejanje se smatra naprednijim u odnosu na strojnu obradu jer poboljšava BIC. Titanski prah se zagrijava do temperature taljenja (~1 700°C) unutar plazmenog mlaza čija je temperatura oko 10 000–15 000°C te se ubrzava na brzine do približno 600 m/s. Neka istraživanja pokazala su da

implantati s HA nanosima potiču rast kosti tijekom procesa cijeljenja. Međutim, u posljednjim godinama, implantati s HA nanosima više nisu preferirani zbog rizika od komplikacija. Neuspjeh implantata može biti uzrokovan mikrobnim infekcijama ili okluzalnim traumama. Implantati s površinskim nanosima HA osjetljiviji su na bakterijsku kolonizaciju u odnosu na implantate bez tih nanosa ili prirodne zube. Ako dođe do resorpcije marginalne kosti, implantat s HA nanosom bit će izložen oralnoj okolini, što može dovesti do kontaminacije i nastanka periimplantitisa. Osim toga, HA nanos može doći do rastapanja ili frakture između HA sloja i površine titana, što uzrokuje gubitak nanosa, pomicanje implantata i njegov gubitak. Iako titansko i HA plazma sprejanje rezultiraju većom hrapavošću površine od optimalnih vrijednosti, ta hrapavost može pridonijeti razvoju periimplantitisa ako implantat dođe u kontakt s oralnim okruženjem (48).

1.3. Hidrofilnost površine dentalnih implantata i osteointegracija

Fizikalno-kemijska svojstva površine dentalnih implantata, uključujući stupanj hidrofilnosti, kemijski sastav i topografsku strukturu, od ključne su važnosti za staničnu adheziju, uspješnu osteointegraciju te ukupni ishod implantološke terapije. Stanična adhezija rezultat je složenih međudjelovanja između receptora na staničnoj membrani i liganda adsorbiranih na površini biomaterijala, pri čemu značajnu ulogu imaju Van der Waalsove sile, elektrostatičke interakcije, mehaničko usidravanje na mikrotopografske i nanotopografske nepravilnosti, kao i hidrofilna svojstva površine implantata (49, 50). Površine izražene hidrofilnosti pokazale su superiornu adsorpciju krvnih i intersticijskih proteina, pospješuju diferencijaciju mezenhimalnih matičnih stanica u osteoblaste, ubrzavaju sazrijevanje osteoblasta, stvaraju protuupalno mikrookruženje te poboljšavaju mineralizaciju novonastalog koštanog tkiva (51, 52–55).

Kemijske i fizikalne karakteristike titanske površine izravno utječu na profil adsorbiranih proteina iz sline i plazme (56, 57). Primjerice, fibroblasti preferencijalno adheriraju na glatke površine, dok osteoblasti pokazuju veću afinitet prema hrapavim strukturama (58, 59). Sukladno tome, suvremeni implantološki sustavi često sadrže glatku površinu bez navoja u cervikalnom dijelu implantata, s ciljem poboljšanja BIC-a i olakšanog formiranja mekog tkiva oko spoja implantata i abutmenta. Time se stvara biološka barijera koja ograničava prodor bakterija iz usne šupljine te smanjuje rizik od razvoja periimplantitisa. Prilikom eksponiranja implantatne površine

krvnoj plazmi, najprije dolazi do adsorpcije manjih proteina, poput fibronektina, fibrinogena, albumina, imunoglobulina i komplementa C3 (60). Zbog višeg difuzijskog koeficijenta krvi, ti manji proteini inicijalno prevladavaju na površini. Međutim, s vremenom ih zamjenjuju veći proteini koji ostvaruju stabilnije i jače interakcije s površinom – pojava poznata kao Vromanov efekt (61, 62). Nakon implantacije, neutrofili i makrofagi prvi dolaze na mjesto implantacije te otpuštaju medijatore upalne reakcije (63, 64). Neutrofili induciraju lučenje citokina i kemokina te stvaraju neutrofilne izvanstanične zamke (NETs) koje imaju ulogu u uništavanju patogena (65, 66). Makrofagi se mogu polarizirati u fenotipove M1 i M2, pri čemu M1 fenotip inicira protuupalni odgovor, dok M2 promiče regeneraciju i zacjeljivanje (67). Neravnoteža između ovih dvaju fenotipa, uz dominaciju M1 stanica, može rezultirati osteolizom i destabilizacijom implantata (68).

Osteointegracija podrazumijeva izravnu vezu između koštanog tkiva i površine implantata, bez prisutnosti međustaničnih struktura poput kolagena ili fibroblastične matrice (69). Ovaj proces omogućuje spontano formirani oksidni sloj na titanu, koji je visoko biokompatibilan i sposoban inducirati stvaranje kalcij fosfata ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) (67). Elektrokemijsko nanošenje sloja kalcij-fosfata na titanske površine potiče stvaranje resorptivnog sloja koji, nakon ugradnje implantata, otpušta Ca^{2+} i HPO_4^{2-} ione. Njihova resorpcija stimulira aktivaciju osteoblasta i produkciju novog koštanog matriksa oko implantata (70–73).

Wenzelova teorija ima ključnu ulogu u razumijevanju procesa integracije dentalnih implantata, jer pojašnjava kako mikro- i makrohrapavost površine utječu na hidrofilna svojstva materijala, a time i na njegovu biokompatibilnost s okolnim tkivom. Prema ovoj teoriji, hrapavost površine mijenja način na koji kapljica vode reagira na podlogu. Kada je površinska energija ispod kapljice manja od energije nepokrivene površine, vlaženje rezultira smanjenjem ukupne površinske energije, što površinu čini hidrofilnom. Hrapave površine dodatno pospješuju ovaj efekt povećanjem stvarne kontaktne površine između tekućine i krutine. S druge strane, ako je energija ispod kapljice viša, vlaženje povećava ukupnu energiju, čime površina postaje hidrofobna (74). Kod hrapavih hidrofobnih površina, povećana kontaktna površina dodatno pojačava njihovu hidrofobnost. Wenzelovo stanje, koje je prvi opisao Robert N. Wenzel 1936. godine, odnosi se na situaciju u kojoj kapljica potpuno ispunjava sve udubine hrapave površine. Wenzelova jednadžba kvantificira ovaj fenomen, pokazujući da hrapavost pojačava postojeća

hidrofilna ili hidrofobna svojstva površine, ovisno o njezinoj kemijskoj prirodi. Međutim, kod površina s ekstremno izraženom hrapavošću, Wenzelov model postaje ograničen te se primjenjuje Cassie-Baxterov model (75).

$$\cos\theta_w = r\cos\theta_y$$

r = Faktor hrapavosti

θ_w = kontaktni kut kapljice na hrapavoj površini

θ_y = kontaktni kut na idealnoj ravnoj površini

Rezultati istraživanja koje su proveli Zhang i suradnici dodatno potvrđuju važnost površinskih svojstava na biokompatibilnost i osteogenu aktivnost implantatnih materijala. U njihovoj studiji analizirane su dvije legure na bazi cirkonija: cirkonij s 30 % tantala (Zr-30Ta) i cirkonij s 25 % tantala te 5 % titana (Zr-25Ta-5Ti). Za Zr-30Ta leguru izmjeren je kontaktni kut od 46,6°, dok je površinska hrapavost iznosila 20,7 nm. S druge strane, Zr-25Ta-5Ti legura pokazala je značajno manji kontaktni kut od 30,6° i veću hrapavost od 34,8 nm. Ove vrijednosti ukazuju na superiornija hidrofilna svojstva u odnosu na CPTi, koji karakterizira kontaktni kut od 52° i znatno niža površinska hrapavost od 13,1 nm. Povećana hrapavost površine i smanjeni kontaktni kutovi izravno doprinose većoj hidrofilnosti, što je ključno za interakciju između implantata i biološkog okoliša. Takva poboljšana hidrofilnost olakšava adsorpciju proteina i prijanjanje stanica, čime se potiče bolja osteointegracija i ubrzava proces zacjeljivanja. Stoga, legure Zr-30Ta i Zr-25Ta-5Ti predstavljaju obećavajuće materijale za primjenu u dentalnoj implantologiji, zahvaljujući svojim optimalnim površinskim karakteristikama koje doprinose njihovoj biološkoj funkcionalnosti i dugotrajnosti (76).

1.4. Sustavi dentalnih implantata

Na suvremenom tržištu dentalne medicine prisutan je širok spektar sustava dentalnih implantata koji se međusobno razlikuju prema nizu karakteristika. Ovi sustavi variraju u pogledu materijala i metalnih legura koje se koriste pri njihovoj izradi, pri čemu su najčešće zastupljeni čisti titan i njegove legure. Osim sastava, implantati se razlikuju i po svojim dimenzijama (duljina i promjer), obliku tijela implantata (cilindrični, konični i mješovite varijante), dizajnu navoja, kao

i površinskoj obradi. Zbog izrazite raznolikosti dostupnih sustava, izbor odgovarajućeg implantološkog rješenja uvelike ovisi o specifičnim kliničkim zahtjevima, anatomskoj situaciji, kao i iskustvu i preferencijama kliničara. Shodno tome, jasno je da je potrebno provoditi sustavna znanstvena istraživanja koja će objektivno vrednovati performanse pojedinih implantoloških sustava u različitim kliničkim i eksperimentalnim uvjetima.

U narednim potpoglavljima bit će prikazane konstrukcijske osobitosti, tehničke specifikacije te ključni čimbenici koji mogu imati utjecaj na biomehaničku učinkovitost i kliničku uspješnost sustava dentalnih implantata odabranih za analizu i usporedbu u okviru ove doktorske disertacije. Također će biti opisane specifičnosti koje ističu njihovi proizvođači kao diferencijacijske prednosti.

1.4.1. Alpha Bio MultiNeO

Dentalni implantat Alpha Bio Multi NeO izrađuje se u Izraelu i temelji se na leguri titana Ti-6Al-4V. Površina implantata, prema navodima proizvođača, nano-hidrofilna je, čime se postiže veća biokompatibilnost i poboljšana osteointegracija. Proces obrade površine uključuje višestupanjski pristup. U prvoj fazi implantat se pjeskari grubim česticama, najčešće aluminijevim oksidom (Al_2O_3), čime se stvara mikro- i makrohrapavost koja doprinosi retenciji koštanih stanica. Slijedi kemijska obrada u mješavini klorovodične i sumporne kiseline pri povišenim temperaturama, čime nastaju mikropore i šupljine koje povećavaju ukupnu površinu implantata te omogućuju bolje vezivanje osteoblasta. Završni sloj čini nanos titanijeva dioksida (TiO_2), za koji proizvođač navodi da dodatno mijenja površinsku energiju i čini površinu izrazito hidrofilnom. Ova svojstva pospješuju adsorpciju proteina te omogućuju brži i kvalitetniji početak procesa osteointegracije. Implantati se pakiraju u suhom i sterilnom okruženju, bez prisutnosti tekućih medija, čime se čuva kemijska i nano-hidrofilna aktivnost površine do trenutka kliničke ugradnje u alveolarnu kost. S konstrukcijskog aspekta, Alpha Bio Multi NeO je konusnog oblika, što omogućuje bolju kompresiju kosti tijekom ugradnje, osobito u slučajevima mekših tipova kosti te pri neposrednoj implantaciji u postekstrakcijsku alveolu. Implantat posjeduje izražene dvostruke navoje koji započinju već od apikalnog dijela, čime se dodatno povećava primarna stabilnost. Također je karakteriziran *platform switching* dizajnom te internom šesterokutnom

konusnom konekcijom. Dostupan je u promjerima od 3,2 mm do 5,0 mm te duljinama od 6 mm do 16 mm (77–79).

1.4.2. Ankylos®

Dentalni implantati Ankylos®, razvijeni od renomirane njemačke kompanije Dentsply Sirona, ističu se visokom biološkom kompatibilnošću i mehaničkom stabilnošću. Ovaj implantacijski sustav karakterizira jedinstvena tehnologija TissueCare Connection, koja se temelji na preciznom konusnom spoju bez mikropokreta i mikrospoja, čime se osigurava hermetičko zatvaranje između implantata i suprastrukture. Takav spoj značajno smanjuje marginalnu resorpciju kosti te upalni odgovor periimplantatnog tkiva, čime doprinosi očuvanju integriteta i dugotrajnosti implantata. Površinska obrada implantata sastoji se od višestupanjske procedure, pri čemu se najprije grubim pjeskarenjem česticama aluminijeva oksida stvara makrostrukturna hrapavost, nakon čega slijedi kiselinsko jetkanje (obično klorovodičnom i sumpornom kiselinom) za postizanje mikrostrukture. Ovaj dvostruki tretman rezultira površinom s izraženom hrapavošću na makro- i mikrorazini, što povećava površinu kontakta s koštanim tkivom, stimulira adheziju osteoblasta te pospješuje proces osteointegracije. Dodatno, specifični mikrostrukturni tretman poznat kao FRIADENT® plus doprinosi poboljšanju primarne stabilnosti implantata i ubrzava osteointegraciju, omogućavajući pouzdanu i dugotrajnu protetsku rehabilitaciju, čak i u slučajevima s ograničenim volumenom kosti. Zahvaljujući protetski fleksibilnoj platformi i estetski optimiziranom dizajnu, Ankylos implantati posebno su prikladni za primjenu u estetski zahtjevnim područjima, uključujući anteromaksilarnu regiju. Kliničke i histološke studije potvrđuju brzo stvaranje nove kosti direktno na površini implantata (BIC), što predstavlja ključni čimbenik za ranu i dugotrajnu stabilnost implantata. Implantati su dostupni u promjerima od 3,5 mm do 7 mm te dužinama od 8 mm do 17 mm, čime se osigurava širok raspon indikacija i mogućnosti prilagodbe različitim kliničkim potrebama (80–83).

1.4.3. Astra Tech Implant System OsseoSpeed™ TX

Sustav dentalnih implantata Astra Tech Implant System OsseoSpeed™ TX vrhunski je proizvod tvrtke Dentsply Sirona iz Njemačke. Dizajniran je kako bi osigurao pouzdane i dugotrajne rezultate u različitim kliničkim situacijama, s posebnim naglaskom na očuvanje kosti i mekih tkiva oko implantata. Implantat posjeduje jedinstvenu titanijsku površinu modificiranu fluoridnim ionima, što stvara nanoskalnu teksturu na titanu. Ova površinska obrada potiče aktivnost osteoblasta, čime se postiže brže i kvalitetnije srastanje implantata s kosti (BIC). Na vratu implantata nalaze se sitni navoji koji ravnomjerno raspoređuju opterećenje i smanjuju stres na kost, pomažući tako u očuvanju koštanog tkiva. Konusni spoj između implantata i nadogradnje osigurava stabilnu vezu, smanjujući mikropomake i sprječavajući ulazak bakterija, što je ključno za dugoročnu uspješnost implantata. Posebnost OsseoSpeed™ TX profila je nagnuti vrat koji doprinosi očuvanju kosti i estetskom izgledu, osobito u prednjem dijelu usne šupljine. Implantati su dostupni u promjerima od 3 mm do 5 mm i duljinama od 9 mm do 17 mm (84–86).

1.4.4. Avinent

Avinent je španjolska tvrtka specijalizirana za proizvodnju dentalnih implantata, a poznata je po svojoj inovativnoj tehnologiji i preciznom inženjeringu. Njihovi implantati izrađeni su od medicinski čistog titana i koriste patentiranu *Biomimetic Advanced Surface* tehnologiju kojom se površina implantata obogaćuje kalcijem i fosforom radi ubrzane i pouzdane osteointegracije. Takva površinska obrada potiče stvaranje nove kosti i stabilno spajanje implantata s alveolarnom kosti. U ponudi se ističu modeli Coral, Ocean, Iceberg i Pearl, koji pokrivaju širok spektar kliničkih potreba – od standardnih *bone-level* ugradnji do minimalno invazivnih postupaka kod suženih alveolarnih grebena. Svi implantati imaju precizno dizajnirane mikronavoje u području vrata, čime se ravnomjerno raspodjeljuje stres i čuva marginalna kost. Nadalje, tijelo implantata oblikovano je progresivnim nitima koje omogućuju visoku primarnu stabilnost, čak i u slučajevima lošije kvalitete kosti. Apikalni dio implantata završava samonareznim, zaobljenim vrhom koji omogućuje glatku i atraumatsku penetraciju u kost. Model Iceberg dodatno ima anodizirani transmukozni vrat konvergentnog oblika koji čuva meka tkiva i

osigurava prirodan estetski rezultat. Sustavi su kompatibilni s CAD/CAM (*Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*) tehnologijama te omogućuju precizno digitalno planiranje i izradu protetskih nadomjestaka, što dodatno olakšava rad operaterima. Avinent implantati dolaze s različitim vrstama spojeva – unutarnjim i vanjskim heksagonalnim (Coral) ili konusnim spojevima (Ocean, Iceberg) – čime se osigurava široka primjenjivost i stabilnost protetske nadogradnje. Osim konstrukcijske sofisticiranosti, Avinent se ističe i po cjelovitom digitalnom sustavu koji uključuje vođenu kirurgiju, 3D planiranje te brzo izrađene personalizirane komponente. Zahvaljujući visokoj tehničkoj preciznosti, sterilnoj proizvodnji, znanstveno utemeljenim rješenjima i podršci digitalne tehnologije, Avinent implantati predstavljaju pouzdan izbor u implantološkoj praksi. Dostupni su u promjerima od 3,3 mm do 5 mm, a dužine od 7 mm do 15 mm. Izuzetno, model Pear je dostupan u promjeru već od 2 mm za specifične kliničke situacije (87, 88).

1.4.5. Bioaktivni Ti + Mg implantat

Bioaktivni kompozitni implantati izrađeni od titanija i magnezija pomoću metode praškaste metalurgije (PM) trenutno se nalaze u fazi istraživanja i još nisu uvedeni u kliničku primjenu. Njihova glavna svrha je smanjiti učinak zaštite od naprezanja te poboljšati biokompatibilnost u odnosu na standardne implantate od čistog titanija i njegovih legura. Ovi kompoziti proizvode se dobro poznatom i ekonomičnom PM tehnikom, koja omogućuje izradu bez potrebe za skupim i tehnički zahtjevnim lijevanjem titanija, karakterističnim za klasične metode proizvodnje implantata. Strukturno, kompozit se sastoji od magnezijevih niti koje su biorazgradive i usmjerene u smjeru istiskivanja, a smještene su unutar trajne, biološki inertne matrice od titanija. S povećanjem udjela magnezija, ove se niti međusobno povezuju i tvore neprekidnu mrežu unutar materijala. Kod ovog implantata elastični modul kompozita (Youngov modul) smanjen je na 81 GPa, dok su ostala vlačna mehanička svojstva ostala u granicama prihvatljivima za dentalnu primjenu. Korozijska otpornost kompozita je pri izradi ovog implantata ispitivana uranjanjem u Hankovu izbalansiranu solnu otopinu (HBSS) tijekom 21 dana. Tijekom navedenog razdoblja dolazi do otapanja magnezija s prijašnjih pozicija u strukturi, što dodatno smanjuje elastični modul na 74 GPa. Rezultati pokazuju da novi Ti + Mg kompozitni

materijal ima velik potencijal za upotrebu u dentalnim implantatima koji podnose mehanička opterećenja (89).

Za primjenu ovog dentalnog implantata u kliničkoj praksi potrebno je provesti još brojna *in vivo* i *in vitro* ispitivanja.

1.4.6. Bredent blueSKY i Bredent whiteSKY

Bredent blueSKY je visokokvalitetni dentalni implantat njemačkog proizvođača Bredent medical GmbH & Co. KG, poznatog po inovacijama u dentalnoj implantologiji. Implantat je izrađen od hladno obrađenog titanija (Grade 4), materijala koji osigurava izvrsnu čvrstoću, dugotrajnost i biološku kompatibilnost. Njegov cilindrično-konusni oblik u kombinaciji s *platform switching* dizajnom doprinosi očuvanju kosti i zdravlja mekih tkiva. Površina implantata nosi naziv *osseo connect surface®* te je dodatno obrađena pjeskarenjem i jetkanjem kiselinama kako bi se pospješila brza i sigurna osteointegracija. Površina je certificirana kao potpuno čista i sigurna od ostataka prema CleanImplant Foundation standardima. Implantat ima unutarnji Torx spoj u tzv. *tube-in-tube* konstrukciji, što omogućuje precizno pozicioniranje i stabilan spoj s protetskim nadogradnjama. Samorezni dvostruki navoji osiguravaju visoku primarnu stabilnost, a posebno su korisni u mekoj kosti ili kod neposrednog opterećenja. BlueSKY dolazi u promjerima od 3,5 do 5,5 mm i duljinama između 8 i 16 mm, čime se lako prilagođava različitim kliničkim situacijama. Zahvaljujući svojoj konstrukciji, odličan je izbor za protokole trenutnog opterećenja poput SKY *fast & fix*, gdje se implantacija i privremena protetika mogu izvesti istoga dana. BlueSKY implantati kombiniraju naprednu površinsku tehnologiju, mehaničku preciznost i kliničku fleksibilnost, čineći ih pouzdanim rješenjem za širok spektar implantoloških zahvata (90–92).

Bredent whiteSKY je monolitni keramički dentalni implantat koji također proizvodi Bredent medical GmbH & Co. KG. Napravljen je od visokokvalitetnog cirkonijskog oksida, što ga čini potpuno *metal-free* rješenjem idealnim za pacijente s alergijama na metal ili za one koji traže estetski najprirodniji rezultat, osobito u frontalnoj regiji. Zahvaljujući svojoj bijeloj boji i biokompatibilnosti, *whiteSKY* implantati omogućuju izvrsnu integraciju u meka tkiva i

sprječavaju sivilo koje se može pojaviti kod titanskih implantata u tankoj gingivi. Implantat ima monolitnu konstrukciju – implantat i abutment su izrađeni iz jednog komada, što smanjuje broj spojeva i time mogućnost bakterijske kolonizacije. Površina implantata je *osseo connect® ceramic*, dobivena kombinacijom pjeskarenja i specifične kemijske obrade, kojom se potiče brzo vezivanje s kosti. Zahvaljujući optimiziranom makrodizajnu i samourezujućim navojima, *whiteSKY* postiže visoku primarnu stabilnost te je pogodan i za *immediate loading* protokole. Dostupan je u promjerima od 3,5 mm do 5,0 mm i duljinama od 8 mm do 16 mm, čime pokriva širok raspon kliničkih situacija, uključujući jednočlano i višestruko protetsko nadomještanje. Posebno je pogodan za visokoestetske zone, gdje je cilj dobiti prirodan izgled bez metalne komponente. Klinička istraživanja potvrđuju visoku stopu uspješnosti i dugoročnu stabilnost ovog implantata. Zahvaljujući kombinaciji biološke sigurnosti, estetike i mehaničke čvrstoće, *whiteSKY* je među vodećim izborima kod keramičkih implantatima u suvremenoj dentalnoj praksi (30, 35, 93, 94).

1.4.7. BTI Optima i BTI UniCa

BTI Optima je visokokvalitetni titanski dentalni implantat razvijen od BTI Biotechnology Instituta čije je sjedište u Vitoria-Gasteizu u Španjolskoj. Izrađen je od biokompatibilnog titana s koničnim dizajnom koji omogućuje dobru primarnu stabilnost te jednostavnu implantaciju. Površina je pjeskareno-jetkana, bez dodatnih kemijskih modifikacija, što mu daje umjerenu hidrofilnost i dobre karakteristike srastanja iako nije modificiran ionskim dodacima poput UnicCa®. Dizajn implantata uključuje unutarnji ili vanjski spoj (hex ili interna/externa varijanta), bez oštih rubova, što omogućuje optimalnu distribuciju opterećenja i precizno postavljanje protetskih komponenti. Dostupan je u širokom rasponu promjera i duljina, uključujući kratke i užih profila, prilagođene različitim kliničkim situacijama i suženim interdentalnim prostorima. Konični vrh implantata omogućuje *controlled insertion* i jednostavniji pripremni postupak uz manje bušenja kosti (95, 96).

BTI UniCa® je BTI-jev implantat s UnicCa® površinom, kemijski modificiranom kalcijevim ionima na troslojnoj nanohrapavosti. Ova površina je hidrofilna, elektropozitivna i smanjuje bakterijsku kolonizaciju, što doprinosi boljem zacjeljivanju tkiva. *Triple roughness*

koncept kombinira jaku hrapavost na navojima za čvrsto sidrište kosti, srednju hrapavost između navoja za vođenje rasta kosti i manju hrapavost na vratu za zaštitu mekih tkiva. Dokazano je da UnicCa® površina povećava osteogenezu i ubrzava povezanost s kosti u usporedbi sa standardnim titanom. Također, smanjuje bakterijsko prijanjanje, značajno smanjujući rizik od periimplantitisa. Implantat je dostupan s internim ili eksternim spojem i s koničnim ili cilindričnim vrhom, ovisno o duljini. Dostupan je u promjerima od 2,75 mm do 5 mm i u duljini od 5,5 mm do 15 mm. BTI UniCa kombinira kemijski naprednu površinu, biokompatibilnu konstrukciju i fleksibilnu protetiku, što ga čini odličnim izborom za pacijente sa zahtjevima za brzom osteointegracijom i dugoročnom stabilnošću. Prihvaćen je kao vodeći BTI implantat u modernoj implantologiji, osobito zahvaljujući kliničkom profilu povoljne interakcije površine s tkivima (95, 97, 98).

1.4.8. Champions (R)Evolution

Champions (R)Evolution implantati predstavljaju generaciju dentalnih implantata razvijenih za postizanje visoke primarne stabilnosti i brzu osteointegraciju. Proizvode se u Njemačkoj, što jamči visoki standard kvalitete i preciznost izrade. Ovi implantati posebno su dizajnirani za primjenu u minimalno invazivnim protokolima, poput *immediate loading* protokola. Implantati imaju posebno obrađenu površinu pod nazivom BOS® (Bio-Oscillating Surface), koja je obrađena pjeskarenjem i jetkanjem kako bi se povećale mikropore i poboljšalo prijanjanje osteoblasta. Površinska obrada potiče brzu i stabilnu osteointegraciju, što omogućava brzo opterećenje. Champions (R)Evolution implantati imaju konusni oblik sa samouvezivim navojima koji omogućuju optimalnu stabilnost, čak i u mekoj ili atrofičnoj kosti. Spiralni navoji agresivnog su dizajna, što omogućava dobro sidrenje u kortikalnom sloju kosti. Implantati dolaze u različitim dimenzijama, s promjerima koji se kreću od 3,5 mm do 5,0 mm i duljinama od 8 mm do 16 mm, što omogućuje prilagodbu različitim kliničkim situacijama. Vrh implantata je zaobljen, što omogućava atraumatsko uvođenje, dok je suprakrestalni dio dizajniran da bude kompatibilan s različitim vrstama suprastruktura. Posebna značajka ovih implantata jest njihova pogodnost za tzv. MIMI® tehniku (Minimally Invasive Method of Implantation), što skraćuje vrijeme zahvata i oporavka. U konačnici, Champions (R)Evolution implantati predstavljaju

pouzđano i učinkovito rješenje u suvremenoj implantologiji koje objedinjuje preciznost, biološku kompatibilnost i kliničku učinkovitost (99, 100).

1.4.9. Dentium Implantatium

Dentium implantati razvijeni su u Južnoj Koreji, a odlikuju se visokokvalitetnim dizajnom i preciznom izradom od titana razreda 4, uz korištenje naprednih tehnoloških postupaka. Implantati su dostupni u više serija, među kojima su najzastupljeniji sustavi SuperLine, Implantium i NR Line. Implantati Dentium imaju konusni oblik tijela i dvostruki navoj, što omogućuje visoku primarnu stabilnost i jednostavno postizanje dobre retencije u različitim tipovima kosti. Površina implantata obrađena je metodom pjeskarenja i kiseliniskog jetkanja, čime se postiže mikroporoznost pogodna za brzu i stabilnu osteointegraciju. Dodatno, proizvođač navodi visoku čistoću i kontrolu procesa obrade površine, što doprinosi smanjenju upalne reakcije. Dentium sustavi karakterizirani su unutarnjom konusnom konekcijom s dodatnim šesterokutnim vođenjem, čime se osigurava visoka mehanička stabilnost i smanjuju mikropokreti na sučelju implantat–abutment. Dostupni su u širokom rasponu promjera od 3,0 mm do 6,0 mm i duljina od 7 mm do 16 mm, što omogućuje prilagodbu različitim kliničkim indikacijama. Sustav je kompatibilan s klasičnim i digitalnim protetskim rješenjima, uključujući CAD/CAM tehnologiju. Proizvođač ističe i visoku stopu uspješnosti kod implantacije u područjima loše kvalitete kosti, kao i dobru predvidljivost pri ugradnji s tehnikom ranog ili odgođenog opterećenja. Kliničke studije potvrđuju dugoročnu stabilnost i visoku stopu preživljenja Dentium implantata, posebno kada se koristi minimalno invazivna kirurška tehnika. Zabilježena je dobra stabilnost u estetskoj zoni, uz očuvanje razine mekih tkiva i papile. Kao dodatna prednost navodi se povoljan omjer cijene i kvalitete, što ovaj sustav čini dostupnim i često korištenim u svakodnevnoj kliničkoj praksi (101–104).

1.4.10. GC Implant Aadva®

GC Aadva predstavlja suvremeni dentalni implantološki sustav razvijen i proizveden u Njemačkoj. Implantati su rezultat više od deset godina istraživanja i razvoja na području CAD/CAM tehnologije i biomehaničke stabilnosti. Izrađeni su od visokokvalitetne titanske legure Ti-6Al-4V (Grade 5), koja osigurava optimalnu kombinaciju čvrstoće, otpornosti na koroziju i biokompatibilnosti. Jedna od glavnih prednosti GC Aadva implantata je posebno obrađena površina pod nazivom Aanchor®, koja je mikroskopski strukturirana kako bi se potaknula osteointegracija. Ova površinska obrada omogućuje brže i sigurnije vezivanje implantata s okolnom kosti, zahvaljujući povoljnim uvjetima za taloženje fibrina i privlačenje osteoblasta. Površina kombinira mikro- i makrotekture, što dodatno pridonosi mehaničkoj stabilnosti i biološkoj integraciji. Implantati su dostupni u dvjema osnovnim izvedbama: Standard (cilindrična) i Tapered (konusna). Konusna varijanta posebno je prikladna za slučajeve niske do srednje gustoće kosti jer pruža veću primarnu stabilnost. Oblik tijela implantata osmišljen je kako bi omogućio optimalnu raspodjelu opterećenja na okolnu kost. Vrh implantata je blago zaobljen i sadrži bočne kanale za bolju početnu stabilnost i ravnomjernu distribuciju sila. GC Aadva implantati koriste samourezujuće, progresivne navoje koji omogućuju jednostavniju ugradnju, čak i u anatomskim područjima s ograničenim prostorom. Mikronavoji u području vrata dodatno smanjuju naprezanje na kortikalnu kost i pridonose dugoročnoj stabilnosti implantata. Veza između implantata i nadogradnje temelji se na unutarnjem heksagonu s koničnim zatvaranjem, što osigurava visoku mehaničku otpornost i smanjuje mogućnost mikropropuštanja i bakterijske kontaminacije. U kombinaciji s konceptom *platform switching* omogućuje se očuvanje periimplantatnih mekih tkiva i smanjenje rizika od marginalne resorpcije kosti. Implantati su dostupni u promjerima od 3,3 mm do 5,0 mm i u dužinama od 8 mm do 14 mm, uključujući i kratke implantate za slučajeve s ograničenom visinom alveolarnog grebena. Ovakav raspon dimenzija omogućuje njihovu primjenu u gotovo svim kliničkim situacijama – od pojedinačnih nadomjestaka do složenih totalnih rehabilitacija. GC Aadva implantati u potpunosti su kompatibilni s digitalnim stomatološkim protokolima, uključujući intraoralno skeniranje i CAD/CAM izradu suprastruktura, što ih čini idealnim izborom u suvremenoj digitalnoj stomatologiji (105–107).

1.4.11. ICX Active Liquid

ICX Active Liquid implantati predstavljaju inovativni dentalni implantološki sustav razvijen u Njemačkoj, poznat po svojoj visokoj kvaliteti i naprednoj površinskoj tehnologiji. Izrađeni su od titanske legure Ti-6Al-4V (Grade 5) koja jamči izvrsnu čvrstoću, otpornost na koroziju i biokompatibilnost s ljudskim tkivom. Jedna od ključnih karakteristika ICX Active Liquid implantata je njihova jedinstvena površinska obrada koja kombinira mikroporoznu strukturu s nanoslojem tekućeg bioaktivnog sloja, tzv. *Active Liquid*. Ova površina poboljšava osteointegraciju i potiče bržu povezanost implantata s kosti. Karakteristika ovih implantata je što su pakirani u kutijicama s tekućim medijom, fiziološkom otopinom, kako bi im površina bila intaktna do trenutna ugradnje u kost. Implantati dolaze u cilindričnom i konusnom obliku, prilagođeni različitim anatomske-kliničkim uvjetima. Oblik implantata omogućava optimalnu raspodjelu žvačnih sila i visoku primarnu stabilnost. Na vrhu implantata nalaze se progresivni navoji koji omogućuju lakšu i sigurniju ugradnju, čak i u kosti niske gustoće. Osim toga, ICX Active Liquid implantati sadrže mikro- i makroteksture koje smanjuju naprezanje na kortikalnu kost te pridonose dugoročnoj stabilnosti. Spoj implantata i nadogradnje izrađen je s preciznim unutarnjim heksagonalnim ili *morse taper* sustavom, čime se postiže visoka mehanička čvrstoća i smanjuje mogućnost bakterijske kontaminacije. Implantati su dostupni u nekoliko dimenzija, s promjerima od 3,3 mm, 4,1 mm i 5,0 mm te dužinama od 8 mm do 15 mm, uključujući i kratke modele za ograničene prostore. ICX Active Liquid implantati su kompatibilni s modernim digitalnim protokolima, što uključuje intraoralno skeniranje i CAD/CAM tehnologiju izrade suprastruktura. Njihova napredna površinska tehnologija omogućuje klinički dokazanu bržu i sigurniju integraciju u koštano tkivo, čime se smanjuje vrijeme opterećenja i povećava uspješnost liječenja (108–110).

1.4.12. Nobel Parallel™ CC TiUltra™ i NobelPearl™ Tapered WP

Nobel Parallel™ CC TiUltra™ je implantat švedskog proizvođača Nobel Biocare. Nobel TiUltra implantati predstavljaju napredak u površinskoj tehnologiji dentalnih implantata, dizajnirani kako bi optimizirali integraciju s tvrdim i mekim tkivima. Proizvedeni su od visokokvalitetnog titana (Grade 4), s dodatnom anodiziranom površinskom obradom koja stvara

tzv. TiUltra višezonsku topografiju. Površina je gradijentna, u vratu implantata nanostrukturirana i glatka, dok je prema apikalnom dijelu sve poroznija i grublja, čime se postiže bolja primarna stabilnost i poticanje osteogeneze. TiUltra je izrazito hidrofilna površina s gotovo nultim kontaktnim kutem, što omogućuje brzo vezanje fibrina, privlačenje osteoblasta i rano formiranje koštanog tkiva. Ova svojstva čine implantat pogodnim za ugradnju i u kompromitiranim koštanim uvjetima. Površina je dizajnirana za tzv. *mucointegration*, odnosno bolju biološku integraciju s periimplantatnim mekim tkivima, smanjujući rizik od bakterijske kontaminacije i marginalne resorpcije kosti. Implantati dolaze u više oblika, uključujući konusne i cilindrične varijante. Konusni dizajn omogućuje veću primarnu stabilnost, osobito u mekoj ili ekstrakcijskoj kosti. Navoji su agresivni, s varijabilnim korakom, što olakšava samourezujuće uvođenje implantata i ravnomjernu raspodjelu sila. Apikalni dio implantata često ima dodatne rezne ivice za bolju orijentaciju i inicijalnu stabilnost. Nobel TiUltra implantati dostupni su u više dimenzija: promjeri od 3,0 mm do 5,0 mm i dužine od 7 mm do 15 mm, uključujući i opcije za uske alveolarne grebene te posteriorne regije s ograničenom visinom. Sustav je kompatibilan s digitalnim protokolima (intraoralno skeniranje, CAD/CAM suprastrukture), a koristi se i u All-on-4 i All-on-6 konceptima rehabilitacije (3, 111–114).

NobelPearl™ Tapered WP dentalni implantat predstavlja inovativno rješenje u području dentalne implantologije, razvijen od Nobel Biocarea. Implantat je izrađen od cirkonijevog oksida (*zirconia*), koji je poznat po visokoj biokompatibilnosti i estetskim prednostima u odnosu na tradicionalne titanijske implantate. Površina implantata obrađena je metodom Zerafil™ koja kombinira pjeskarenje i jetkanje, stvarajući hidrofilnu teksturu koja potiče osteointegraciju i adheziju mekih tkiva. Ova površinska obrada dokazano smanjuje upalne reakcije i povoljnije se integrira u periimplantatna tkiva. NobelPearl™ ima jedinstvenu površinsku teksturu koja kombinira nano- i mikrostrukture, što pospješuje adheziju stanica i formiranje koštanog tkiva. Oblik implantata je cilindričan s blago konusnim završetkom, prilagođen anatomskej strukturi alveolarnog grebena. Navoji su dizajnirani za samourezujuće postavljanje, što olakšava ugradnju, čak i u koštane uvjete s nižom gustoćom. NobelPearl™ implantati dolaze u različitim dimenzijama, s promjerima od 3,3 mm do 5,0 mm i dužinama od 8 mm do 14 mm te omogućuje široku primjenu u kliničkoj praksi. Jedna od ključnih karakteristika ovog implantata je njegova otpornost na koroziju i minimalna osjetljivost na alergijske reakcije, što je značajna prednost kod pacijenata s metalnim alergijama. NobelPearl™ također ima dobru kompatibilnost s digitalnim

protokolima, uključujući intraoralno skeniranje i CAD/CAM tehnologiju. To omogućuje preciznu izradu suprastruktura. Estetski aspekt implantata je posebno važan kod prednjih regija, gdje ovaj implantat pruža prirodniji izgled bez tamnih rubova koji su karakteristični za metalne implantate. Površinska obrada implantata također doprinosi smanjenju upalnih reakcija periimplantnih tkiva te povećava dugoročnu stabilnost i uspjeh terapije (115–120).

1.4.13. Prama RF

Prama RF implantati čine dentalni implantološki sustav proizveden u Italiji. Izrađeni su od visokokvalitetne titanske legure Ti-6Al-4V koja osigurava optimalnu čvrstoću, otpornost na koroziju i biokompatibilnost. Površina implantata obrađuje se tehnikom pjeskarenja i jetkanja, čime se postiže mikrostrukturna hrapavost koja potiče osteointegraciju i ubrzava vezivanje implantata s koštanim tkivom. Ova površinska obrada doprinosi povećanju hidrofilnosti i stvaranju povoljnog okoliša za rast osteoblasta. Prama RF implantati imaju konusni oblik tijela koji omogućuje bolju primarnu stabilnost, osobito u mekim koštanim uvjetima. Navoji su progresivni i samourezujući, što olakšava ugradnju i poboljšava raspodjelu opterećenja na okolnu kost. Na vrhu implantata nalaze se dodatni rezni rubovi koji pomažu pri penetraciji u kost. Dostupni su u različitim dimenzijama, s promjerima koji variraju od 3,3 mm do 5,0 mm, dok su duljine implantata od 8 mm do 15 mm. Takve dimenzijske opcije omogućavaju primjenu u širokom spektru kliničkih situacija, od ugradnje u uske alveolarne grebene do rehabilitacija u područjima s ograničenom visinom kosti. Prama RF implantati kompatibilni su s digitalnim protokolima, uključujući intraoralno skeniranje i CAD/CAM tehnologiju, što olakšava planiranje i izradu protetskih nadomjestaka (121–123).

1.4.14. Straumann Roxolid® SLActive®

Straumann Roxolid SLActive implantati proizvode se u Švicarskoj i izrađeni su od legure Roxolid, kombinacije približno 85 % titana i 15 % cirkonija. Osmišljeni su za veću čvrstoću nego implantati od čistog titana, što omogućuje upotrebu tankih i kratkih implantata bez gubitka stabilnosti. Površina implantata tretirana je tehnologijom SLActive (*Sandblasted, Large-grit*,

Acid-etched) kombinirajući pjeskarenje i kemijsku aktivaciju stvarajući izrazito hidrofilnu, nanostrukturiranu površinu. Ova površina omogućava bržu ranu osteointegraciju u odnosu na standardnu SLA površinu, iako nakon 6–8 tjedana razlike postaju manje izražene. Implantati su dostupni u Bone Level i Soft Tissue Level verzijama te u promjerima od 2,9 mm, 3,3 mm, 4,1 mm i 4,8 mm. Dostupni su u dužinama od 6 mm do 18 mm. Nude i ultrakratke verzije od 4 mm za pacijente s ograničenom visinom alveolarnog grebena. Tijelo implantata može biti konusno ili cilindrično, a navoji su progresivni i samourezujući, olakšavajući ugradnju i ravnomjeran prijenos žvačnih sila. Nadogradnja se spaja putem CrossFit unutarnjeg spoja, koji smanjuje mikropomicanje i time štiti okolnu kost. Kliničke studije pokazuju izvanredne rezultate: smanjeni promjeri implantata (3,3 mm) ostvaruju stopu preživljavanja od 97,4 % nakon 2 godine, usporedivu sa standardnim SLActive implantatima (98,5 %). Šestogodišnja kohorta s 603 implantata potvrdila je kumulativnu stopu preživljavanja od 97,6 % i stabilne kosti i mekih tkiva. SLActive površina posebno podržava rane protokole opterećenja. U multicentričnoj studiji s 908 implantata stopa preživljavanja iznosi 98,5 % nakon jedne godine, što potvrđuje pouzdanost implantata u svakodnevnoj praksi (124–129).

1.5. Utjecaj kroničnih bolesti i štetnih navika na proces cijeljenja rana

Uz obradu površine dentalnih implantata, na proces osteointegracije utječu brojni lokalni i sistemski čimbenici. Osteointegracija, definirana kao funkcionalna i strukturna veza između kosti i površine implantata, ključna je za dugoročni uspjeh dentalne implantologije. Lokalni čimbenici uključuju kiruršku tehniku operatera, dizajn implantata, svojstva i obradu površine implantata te njihovu hidrofilnost, tj. sposobnost privlačenja i zadržavanja krvi. Svaki od ovih čimbenika može izravno utjecati na primarnu stabilnost implantata, biološki odgovor okolnog tkiva i brzinu integracije s kosti. Od sistemskih čimbenika, osobitu pažnju treba posvetiti bolestima i štetnim životnim navikama koje kompromitiraju proces cijeljenja i regeneracije tkiva. Među najčešćim stanjima koja negativno utječu na uspješnost implantoprotetske terapije nalaze se dijabetes melitus, hiperlipidemija, pušenje, kao i prethodna terapija zračenjem u području glave i vrata. Ovi čimbenici mogu smanjiti kapacitet tijela za regeneraciju, povećati rizik od infekcija i kompromitirati stabilnost implantata tijekom kritičnog perioda cijeljenja (130, 131).

Dijabetes melitus predstavlja kroničnu metaboličku bolest koja se karakterizira hiperglikemijom uslijed poremećene sekrecije i/ili djelovanja inzulina. Kod dijabetičkih bolesnika proces cijeljenja rana znatno je otežan zbog kombinacije unutarnjih i vanjskih patoloških čimbenika. Među unutarnje čimbenike ubrajaju se smanjena funkcija makrofaga, smanjenje proizvodnje faktora rasta, povećani oksidativni stres te reducirana neurovaskularna funkcija, uključujući smanjen broj i funkciju epidermalnih živaca. S druge strane, vanjski čimbenici uključuju povećanu sklonost traumama i mehaničkim oštećenjima kože, koja je zbog prisutne makro- i mikrovaskularne ishemije često smanjene osjetljivosti na podražaje. Ove promjene rezultiraju odgođenim stvaranjem granacijskog tkiva i smanjenom brzinom epitelizacije (132, 133).

Hiperlipidemija, osobito povišene razine lipoproteina niske gustoće (engl. *LDL, low-density lipoprotein*) i triglicerida, također je prepoznata kao negativan čimbenik za cijeljenje rana. Dislipidemija narušava funkciju endotela, uzrokuje kroničnu sistemsku upalu te inhibira angiogenezu koja je ključna za regeneraciju tkiva nakon kirurškog zahvata. Prema studiji Bogachkova i suradnika, hiperkolesterolemija može dovesti do smanjenja proliferacije endotelnih stanica, što kompromitira razvoj nove vaskularne mreže potrebne za opskrbu tkiva kisikom i nutrijentima tijekom cijeljenja. U uvjetima ograničenog dotoka krvi, proces osteointegracije je usporen, što povećava rizik od neuspjeha implantacije. Hiperlipidemija također može narušiti funkciju imunoloških stanica, što dodatno slabi obrambeni odgovor na mjestu zahvata (134, 135).

Pušenje predstavlja jedan od najznačajnijih i najčešćih modificirajućih čimbenika rizika u dentalnoj medicini. Duhanski dim sadrži više od 7 000 kemijskih tvari, uključujući nikotin, ugljični monoksid i različite kancerogene spojeve koji štetno djeluju na sve razine biološkog odgovora nakon kirurškog zahvata. Nikotin izaziva vazokonstrikciju, smanjuje perfuziju tkiva i ometa stvaranje novih krvnih žila. Osim toga, pušenje narušava funkciju leukocita i fibroblasta, inhibira sintezu kolagena te povećava oksidativni stres. Čak i konzumacija jedne cigarete neposredno prije operacije može značajno smanjiti sposobnost organizma da dostavi kisik i esencijalne tvari potrebne za pravilno cijeljenje. Kliničke studije pokazale su da pušači imaju veći rizik od infekcija, slabijeg cijeljenja i većeg broja komplikacija nakon oralnokirurških zahvata. Također, dokazano je da prestanak pušenja najmanje četiri tjedna prije zahvata smanjuje rizik

komplikacija i poboljšava ishod implantološke terapije, a osobito šest mjeseci nakon operacije (136, 137).

2. HIPOTEZE I CILJEVI ISTRAŽIVANJA

U posljednje vrijeme sve je veći naglasak proizvođača dentalnih implantata na obradi površine i njezinoj hidrofilnosti te je ovo istraživanje usmjereno na usporedbu hidrofilnosti različitih površina dentalnih implantata. Također se ispituje postoji li razlika u hidrofilnosti kada se implantati kvase krvlju zdravih osoba u odnosu na krv osoba s dijabetesom, hiperlipidemijom ili pušača, koji najčešće pripadaju starijoj populaciji i čine većinu kandidata za implantološke zahvate. Literatura ukazuje na otežano cijeljenje upravo u tih skupina bolesnika.

Primarni cilj istraživanja:

- Utvrditi postoje li razlike u hidrofilnosti površina između dentalnih implantata različitih proizvođača.
- Ispitati postoji li razlika u hidrofilnosti između titanskih i keramičkih dentalnih implantata.

Sekundarni cilj istraživanja:

- Ispitati postoje li razlike u hidrofilnosti dentalnih implantata kada se kvase krvlju zdravih osoba u odnosu na krv osoba koje boluju od dijabetesa melitusa, hiperlipidemije ili su aktivni pušači.

Hipoteze istraživanja:

- Ne postoji statistički značajna razlika u hidrofilnosti površine između dentalnih implantata različitih proizvođača i različito obrađenih površina.
- Ne postoji statistički značajna razlika u hidrofilnosti između titanskih i keramičkih dentalnih implantata.
- Ne postoji statistički značajna razlika u hidrofilnosti dentalnih implantata kada se kvase krvlju zdravih osoba u odnosu na krv osoba s dijabetesom, hiperlipidemijom ili pušača.

Radna hipoteza:

- *Premium* dentalni implantati posjeduju viši stupanj hidrofilnosti površine u odnosu na implantate manje poznatih i *low-cost* proizvođača.
- Implantati su hidrofilniji kad se kvase s krvi zdravih osoba u odnosu na ispitivane skupine.

3. MATERIJALI, ISPITANICI I POSTUPCI

Istraživanje je, prije njegova početka, odobrio Etički odbor Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu (br. 05-PA-30-22-11/2023, datum: 23. 10. 2023.) te Etičko povjerenstvo Kliničkog bolničkog centra Zagreb (klasa: 8.1-23/275-2, ur. broj: 02/013 AG, datum: 30. 10. 2023.). Tema istraživanja za izradu doktorske disertacije obranjena je u prosincu 2023. godine, a Fakultetsko vijeće Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu je na XXXI. sjednici, održanoj 29. veljače 2024., donijelo odluku o prihvatanju izvješća Povjerenstva za ocjenu teme doktorskog rada.

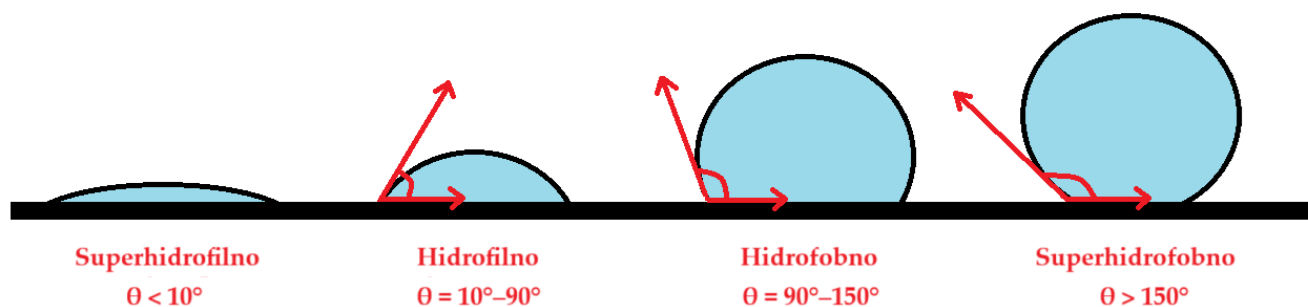
Istraživanje je provedeno na Zavodu za oralnu kirurgiju i Zavodu za bolesti metabolizma Kliničkog bolničkog centra Zagreb, kao i u Centru za napredne laserske tehnike Instituta za fiziku u Zagrebu.

Cjelokupno istraživanje podijeljeno je u dva dijela: Istraživanje br. 1 i Istraživanje br. 2. U okviru prvog dijela (Istraživanje br. 1) provedena je usporedba hidrofilnosti površina dentalnih implantata različitih proizvođača mjerenjem kontaktnih kutova korištenjem fiziološke otopine. Budući da ovom metodom hidrofilnost nije mogla biti adekvatno procijenjena uporabom krvi, zbog njezine veće gustoće i viskoznosti, provedeno je i drugo istraživanje (Istraživanje br. 2). U okviru ovog istraživanja dentalni implantati su uranjeni u krv, a mjerena je količina krvi apsorbirane na njihovoj površini, s ciljem utvrđivanja razlika među četiri skupine ispitanika.

3.1. Istraživanje br. 1 - Usporedba hidrofilnosti metodom kontaktnog kuta

Hidrofilna svojstva površina dentalnih implantata analizirana su primjenom metode mjerenja kontaktnog kuta, kojom se kvantificira stupanj kvašenja površine. U okviru ove metode, kapljica fiziološke otopine definiranog volumena precizno je aplicirana na apikalni dio svakog implantata. Kontaktni kut, koji se definira kao kut između tangente na kapljicu u točki dodira s površinom i ravnine same površine nastaje kao rezultat ravnoteže adhezivnih sila između kapljice i površine te kohezivnih sila unutar same kapljice, odnosno tekućine. Kontaktni kut daje informaciju o obliku kapljice koji je posljedica interakcije između tekućine i površine. Stoga je iznos kontaktnog kuta pouzdan pokazatelj hidrofilnosti materijala. Mali kut ($\theta < 90^\circ$) ukazuje na hidrofilnost, dok veliki kut ($\theta > 90^\circ$) označava hidrofobnost površine.

Za ovo je istraživanje odabrana metoda kontaktnog kuta jer zbog konstrukcijskih karakteristika implantata, osobito prisutnost navoja, mjerenja nisu mogla biti napravljena metodom uranjanja koja bi zahtijevala mjerenje hidrofilnosti postranično na implantatu. Različiti tipovi interakcije tekućine s krutom površinom prikazani su na Slici 3.



Slika 3. Shematski prikaz superhidrofilne, hidrofilne, hidrofobne i superhidrofobne površine krutih materijala

3.1.1. Odabir dentalnih implantata

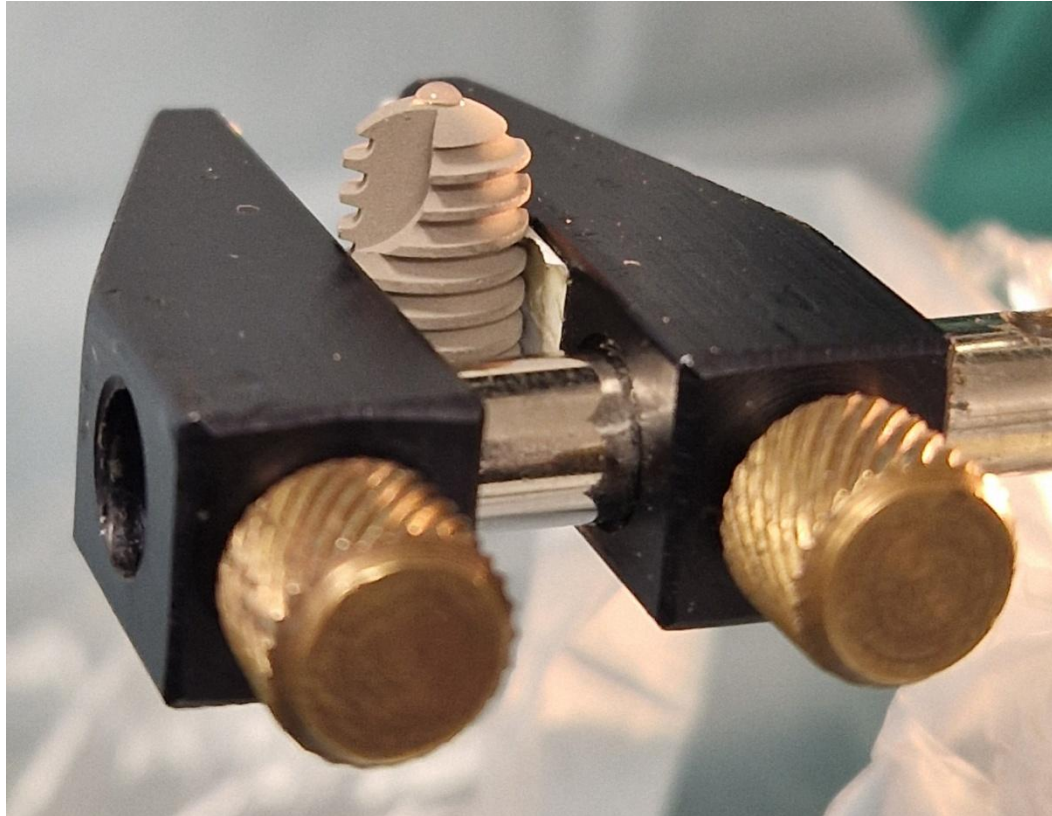
U okviru ove *in vitro* studije ispitano je ukupno 15 dentalnih implantata – 13 titanskih i dva cirkonska – različitih proizvođača, implantoloških sustava i površinskih obrada. U istraživanje su uključeni svi implantati koji su bili dostupni preko ovlaštenih distributera u Republici Hrvatskoj, pod uvjetom da zadovoljavaju tehničke zahtjeve nužne za precizna mjerenja: povećani promjer radi veće površine apikalnog dijela za analizu te veća duljina koja omogućuje stabilno fiksiranje na postolje tijekom mjerenja. Promjeri odabranih implantata kretali su se između 4,5 mm i 7 mm, dok je duljina varirala od 12 mm do 17 mm. Implantati s oštro zakošenim, izrazito suženim ili izraženo konveksnim apikalnim dijelovima isključeni su iz analize budući da takva geometrija ne omogućuje pouzdano provođenje mjerenja metodom kontaktnog kuta. Detaljne karakteristike svih implantata uključenih u istraživanje navedene su u Tablici 1.

Tablica 1. Dentalni implantati uključeni u istraživanje

Dentalni implantat	Materijal	Obrada površine	Proizvodač	Dimenzije (promjer × dužina)	Promjer apikalnog dijela
Alpha Bio MultiNeO	titan	pjeskareno i jetkano kiselinom, TiO ₂ zaštitini sloj	Alpha Bio Tec Ltd., Modi'in, Israel	5 × 13 mm	3,3 mm
Ankylos [®]	titan	pjeskareno krupnim česticama i jetkano na visokoj temperaturi	Dentsply Implants Manufacturing GmbH, Hanau, Germany	7 × 14 mm	5 mm
Astra Tech OsseoSpeed™ TX	titan	pjeskareno (TiO) i jetkano kiselinom	Dentsply Implants Manufacturing GmbH, Hanau, Germany	5 × 17 mm	2,5 mm
Avinent	titan	površina s kalcijem i fosforom (detaljnije informacije nedostupne)	Avinent Implant System S.L., Santpedor, Barcelona, Spain	5 × 13 mm	3,5 mm
BTI UniCa	titan	površina modificirana kalcijevim ionima (detaljnije informacije nedostupne)	B.T.I. Biotechnology Institute S.L., Minano-Alava, Spain	5,5 × 11.5 mm	3,5 mm
BTI Optima	titan	bez kalcijevih iona (detaljnije informacije nedostupne)	B.T.I. Biotechnology Institute S.L., Minano-Alava, Spain	5,5 × 13 mm	3,5 mm
Bredent blueSKY	titan	pjeskareno i jetkano kiselinom	Bredent medical GmbH & Co., KG, Senden, Germany	4,5 × 14 mm	3 mm
Bredent whiteSKY	cirkon	pjeskareno	Bredent medical GmbH & Co., KG, Senden, Germany	4,5 × 14 mm	3 mm
Dentium Implantatium	titan	pjeskareno krupnim česticama i jetkano kiselinom	Dentium Co., Suwon, Republic of Korea	5 × 14 mm	3 mm
GC Implant Aadv [®] Standard	titan	pjeskareno aluminijevim česticama visoke čistoće i jetkano kiselinom	GCTech.Europe GmbH, Breckerfeld, Germany	5 × 12 mm	3 mm
ICX-Active Liquid Implant	titan	(detaljnije informacije nedostupne)	Medemtis Medical GmbH, Bad Neuenahr-Ahrweiler, Germany	4,8 × 15 mm	2,5 mm
Nobel Parallel™ CC TiUltra™	titan	anodizirano i zaštićeno zaštitnim slojem	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden	5,5 × 15 mm	2 mm
Nobel Pearl™ Tapered WP	cirkon	ZARAFIL™ površina, pjeskareno i jetkano kiselinom	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden	5,5 × 12 mm	3 mm
Prama RF Sweden&Martina	titan	pjeskareno s cirkonijem i jetkano mineralnim kiselinama	Sweden&Martina S.p.A. Due Carrare—Padova, Italy	5 × 15 mm	2 mm
Straumann Roxolide [®] SLActive [®]	titan	pjeskareno krupnim česticama i jetkano kiselinom	Institute Straumann AG, Basel, Switzerland	4,8 × 12 mm	3,5 mm

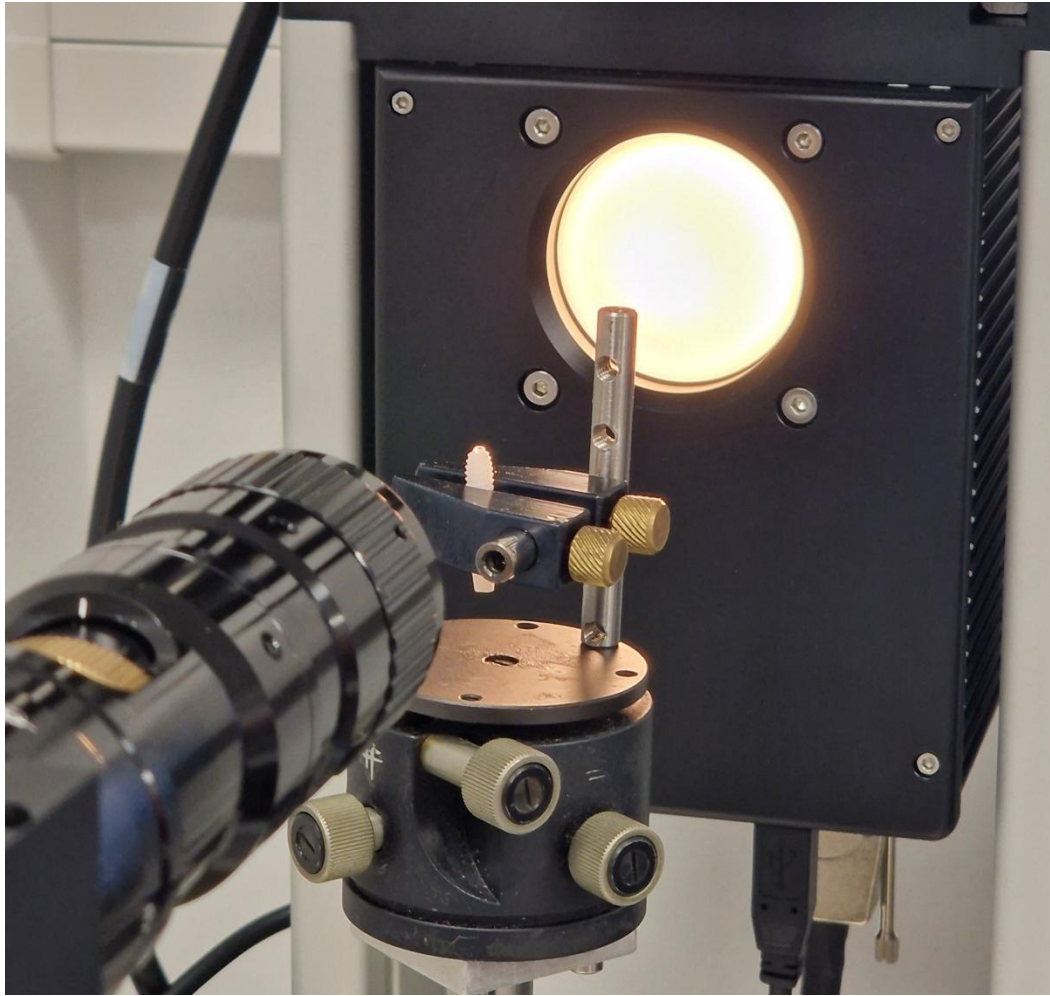
3.1.2. Postupak mjerenja hidrofilnosti metodom kontaktnog kuta

Mjerenje kontaktnog kuta započinjalo je vađenjem implantata iz originalnog pakiranja. Pritom se rukovalo sterilnim rukavicama i implantat se držao isključivo za nosač ili, u slučaju njegova izostanka, za vratni dio, kako bi se izbjegao kontakt s apikalnim dijelom. Implantat je potom fiksiran na pripremljeno postolje prikazano na Slici 4.



Slika 4. Dentalni implanat (Ankylos®) na postolju s kapljicom fiziološke otopine na apikalnom dijelu

Za mjerenja je korišten Optičkog sustava za mjerenje kontaktnog kuta i analizu konture, model OCA 15EC (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Njemačka). Uređaj se sastoji od pomične platforme s magnetskom bazom, optičkog sustava s ručnim fokusiranjem i 6,5-strukim povećanjem, kamere s USB 3 sučeljem te ručnog sustava za doziranje kapljica (Single Direct Dosing System, SD-DM), kao što je prikazano na Slici 5.

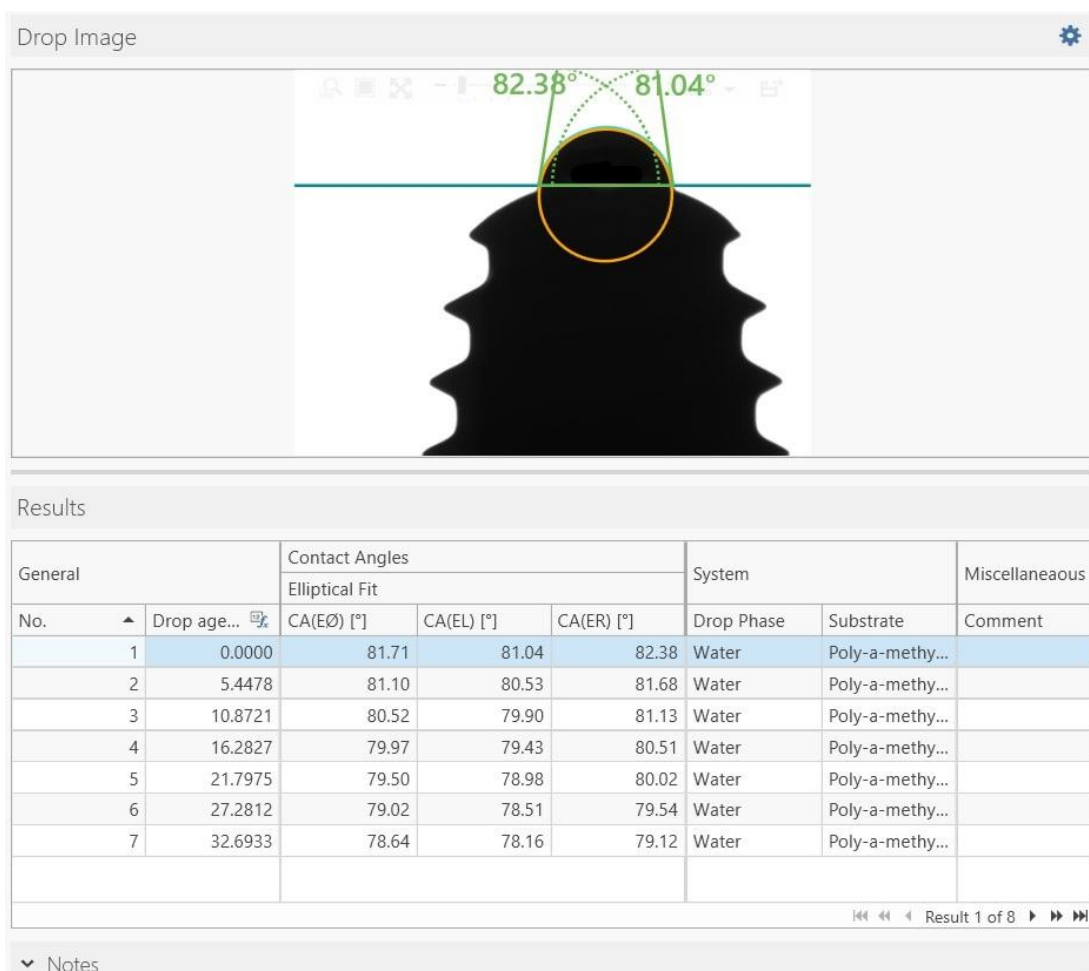


Slika 5. Dentalni implantat (Bredent whiteSKY) fiksiran na postolju i pripremljen za mjerenje u Optičkom sustavu za mjerenje kontaktnog kuta i analizu konture

Sustav je bio povezan s računalom, a parametri mjerenja definirani su u programskom sučelju dpiMeasure Analyse Xplore. Postavljeni uvjeti uključivali su ambijentalnu fazu – zrak, fazu kapljice – voda, kontinuirano bilježenje trajanja pet sekundi te završetak mjerenja nakon ukupno 30 sekundi. Mjeren je unutarnji kontaktni kut, odnosno kut između površine implantata i tangente na površinu kapljice fiziološke otopine.

Integrirani ručni sustav doziranja nije se mogao primijeniti zbog prevelikog promjera štrcaljke koji je rezultirao formiranjem kapljica prevelikog volumena, što je onemogućavalo

precizno mjerenje na ograničenom apikalnom području. Umjesto toga, korištena je Gilson Pipetman P20 mikropipeta (Gilson S.A.S., Villiers-le-Bel, Francuska) s odgovarajućim Gilson Diamond Tipack pipetnim nastavcima (volumen 0,1–10 μL). Na apikalni dio svakog implantata nanosena je kapljica volumena 1 μL s udaljenosti od 2 mm, bez dodirivanja same površine. Odmah nakon kontakta kapljice i površine implantata započinjalo je bilježenje kontaktnog kuta pri trima vremenskim točkama, kako je prikazano na Slici 6.



Slika 6. Primjer mjerenja i izračuna kontaktnog kuta za jedan od dentalnih implantata (Bredent whiteSKY)

Za svaki implantat provedeno je ukupno 30 mjerenja, po 10 u svakoj od vremenskih točaka: petoj, 15. i 30. sekundi nakon nanošenja kapljice. Nakon svakog mjerenja kapljica je uklonjena s površine lopticom za ispuhivanje zraka (Cleaning Air Blowing Ball, Nedis, Hertogenbosch, Nizozemska) bez fizičkog kontakta, a površina se ostavljala da se samostalno osuši približno jednu minutu prije sljedećeg ciklusa. Svaki implantat prošao je deset uzastopnih ciklusa mjerenja.

Dva implantata, Straumann Roxolid SLActive i ICX-Active Liquid, isporučena su u sterilnim pakiranjima u tekućem mediju, odnosno u fiziološkoj otopini (0,9 % NaCl), s ciljem očuvanja površinske reaktivnosti do trenutka kliničke primjene. Njihovi apikalni dijelovi osušili su se lopticom za ispuhivanje zraka prije početka i između svakog pojedinog mjerenja, bez ikakvog fizičkog kontakta s površinom implantata.

3.1.3. Statistička obrada podataka

Radi osiguravanja metodološke preciznosti i pouzdanosti analize, prije glavnog dijela istraživanja provedena je preliminarna studija na dvama sustavima implantata. Cilj je bio optimizirati protokol mjerenja u smislu brzine i točnosti te procijeniti adekvatnu veličinu uzorka.

Budući da su mjerenja bila ponavljana na istim implantatima, uz svako mjerenje zabilježen je redni broj ponavljanja, a za analizu hidrofilnosti primijenjena je analiza kovarijance (ANCOVA) u kojoj je redni broj uključen kao kovarijat. Veličina uzorka određena je uz pretpostavku razine značajnosti $\alpha = 0,05$ i snage testa $1 - \beta = 0,8$, korištenjem neparametrijskog ANOVA testa. Za usporedbu 15 različitih površina implantata i detekciju srednje veličine efekta ($f = 0,25$), odlučeno je provesti ukupno 450 mjerenja, pri čemu je za svaki implantat izvršeno po 10 mjerenja u trima vremenskim točkama. Rezultati su opisani aritmetičkom sredinom i standardnom devijacijom, a sve su hipoteze testirane unutar okvira jednog generaliziranog linearnog modela. Za izračun veličine uzorka korišten je softverski alat G*Power, verzija 3.0.10 (Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Njemačka). Sve statističke analize provedene su uz razinu značajnosti $\alpha = 0,05$.

Ovakav pristup omogućio je pouzdanu kvantifikaciju razlika u hidrofilnosti između analiziranih površina dentalnih implantata te statistički utemeljeno testiranje postavljenih hipoteza.

3.2. Istraživanje br. 2 - Utjecaj krvi različitih skupina ispitanika na hidrofilnost

Cilj ovog istraživanja bio je ispitati interakciju različitih dentalnih implantata – izrađenih od različitih materijala i karakteriziranih raznolikim površinskim svojstvima u mehaničkom, kemijskom i energetskom smislu – s krvlju pripadnika različitih skupina pacijenata. Umjesto na oslanjanje na pojam hidrofilnosti, koji se prvenstveno odnosi na interakciju između površine i vode, u ovom smo istraživanju analizirali vlažnost površine implantata u kontaktu s krvlju.

S obzirom na viskoznost i gustoću krvi, precizno doziranje kapljice volumena 1 μL pomoću mikropipete kao u Istraživanju br. 1 nije bilo izvedivo, a dimenzije samih implantata nisu omogućavale korištenje kapljica većih volumena. Stoga, za razliku od Istraživanja br. 1 (138) u kojem smo koristili mjerenje kontaktnog kuta, primijenjena je alternativna metoda temeljena na mjerenju mase krvi zadržane na površini implantata nakon imerzije. Ovakav pristup omogućio je procjenu razlika u vlažnosti površina implantata, slično metodologiji primijenjenoj u studiji Anitue i suradnika (139).

3.2.1. Odabir dentalnih implantata i prikupljanje ispitanika

U sklopu ovog istraživanja analizirano je 18 sterilnih dentalnih implantata, od čega je njih 16 bilo izrađeno od titana, a dva od cirkonija. U istraživanje su uključeni svi implantati koji su bili dostupni preko ovlaštenih distributera u Republici Hrvatskoj. Implantati su pripadali različitim implantološkim sustavima te su imali raznolike površinske karakteristike, što je detaljno prikazano u Tablici 2.

Tablica 2. Dentalni implantati uključeni u studiju

Dentalni implantat	Materijal	Obrada površine	Proizvođač	Dimenzije (promjer × dužina)
Alpha Bio MultiNeO	titan	pjeskareno i jetkano kiselinom, TiO ₂ zaštitni sloj	Alpha Bio Tec Ltd., Modi'in, Israel	5 × 13 mm
Ankylos®	titan	pjeskareno krupnim česticama i jetkano na visokoj temperaturi	Dentsply Implants Manufacturing GmbH, Hanau, Germany	7 × 14 mm
Astra Tech OsseoSpeed™ TX	titan	pjeskareno (TiO) i jetkano kiselinom	Dentsply Implants Manufacturing GmbH, Hanau, Germany	5 × 17 mm
Avinent	titan	površina s kalcijem i fosforom (detaljnije informacije nedostupne)	Avinent Implant System S.L., Santpedor-Barcelona, Spain	5 × 13 mm
Bioactive Ti+Mg composites implant	titan	**	**	3,5 x 10 mm
Bioactive Ti+Mg composites implant (+5' f.o.) *	titan	**	**	3,5 x 10 mm
BTI UniCa	titan	površina modificirana kalcijevim ionima (detaljnije informacije nedostupne)	B.T.I. Biotechnology Institute S.L., Minano-Alava, Spain	5,5 × 11.5 mm
BTI Optima	titan	bez kalcijevih iona (detaljnije informacije nedostupne)	B.T.I. Biotechnology Institute S.L., Minano-Alava, Spain	5,5 × 13 mm
Bredent blueSKY	titan	pjeskareno i jetkano kiselinom	Bredent medical GmbH & Co.KG, Senden, Germany	4,5 × 14 mm
Bredent whiteSKY	cirkon	pjeskareno	Bredent medical GmbH & Co.KG, Senden, Germany	4,5 × 14 mm
Champions® R(E)volution	titan	pjeskareno i jetkano	Champions-implants GmbH, Flonheim, Germany	3,5 x 12 mm
Dentium Implantatium	titan	pjeskareno krupnim česticama i jetkano kiselinom	Dentium Co., Suwon, Republic of Korea	5 × 14 mm
GC Implant Aadva® Standard	titan	pjeskareno aluminijskim česticama visoke čistoće i jetkano kiselinom	GCTech.Europe GmbH, Breckerfeld, Germany	5 × 12 mm
ICX-Active Liquid Implant	titan	(detaljnije informacije nedostupne)	Medemtis Medical GmbH, Bad Neuenahr-Ahrweiler, Germany	4,8 × 15 mm
Nobel Parallel™ CC TiUltra™	titan	anodizirano i zaštićeno zaštitnim slojem	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden	5,5 × 15 mm
Nobel Pearl™ Tapered WP	cirkon	ZARAFIL™ površina, pjeskareno i jetkano kiselinom	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden	5,5 × 12 mm
Prama RF Sweden&Martina	titan	pjeskareno s cirkonijem i jetkano mineralnim kiselinama	Sweden & Martina S.p.A. Due Carrare—Padova, Italy	5 x 15 mm
Straumann Roxolide® SLActive®	titan	pjeskareno krupnim česticama i jetkano kiselinom	Institute Straumann AG, Basel, Switzerland	4,8 × 12 mm

* Petominutna imerzija u fiziološku otopinu provedena je s ciljem otapanja površinskog sloja magnezija.

** Implantati su u fazi istraživanja te još nisu odobreni za kliničku primjenu.

Prije provedbe mjerenja, prikupljeni su uzorci krvi (po 4 mL) od ukupno 40 dobrovoljnih sudionika, raspoređenih u četiri skupine. Svi ispitanici prethodno su informirani o ciljevima istraživanja, dali su pisani informirani pristanak i dobrovoljno pristali sudjelovati. Skupine su uključivale: deset zdravih osoba bez sistemskih bolesti, deset bolesnika s dijabetesom koji su bili pod terapijom najmanje dvije godine, deset bolesnika s hiperlipidemijom također pod terapijom od najmanje dvije godine te deset osoba bez sistemskih bolesti koje su prijavile konzumaciju najmanje deset cigareta dnevno. Iz studije su isključene osobe s komorbiditetima ili ako su u terapiji dijabetesa ili hiperlipidemije bili kraće od dvije godine. Zdravi ispitanici i pušači regrutirani su na Klinici za stomatologiju, dok su dijabetičari i osobe s hiperlipidemijom uključeni u istraživanje putem Zavoda za metaboličke bolesti Kliničkog bolničkog centra Zagreb. Budući da je u ispitivanje bilo uključeno 18 različitih implantata i 40 ispitanika, ukupno je provedeno 720 mjerenja.

Uzorci krvi prikupljeni su sterilnom iglom za venepunkciju dimenzija $21\text{G} \times \frac{3}{4}'' \times 7''$, $0,8\text{ mm} \times 19\text{ mm} \times 178\text{ mm}$ (Vacumed-Blood Collection Needles, Zhejiang Kindly Medical Devices Co., Ltd., Kina), u epruvete od 4 mL s dodatkom antikoagulansa EDTA (K2E) (BD Vacutainer®, Plymouth, Ujedinjeno Kraljevstvo). Uzorci su odmah po prikupljanju transportirani u prijenosnom hladnjaku na Institut za fiziku u Zagrebu (Powerbox Plus, Application des Gaz, Francuska) gdje su analizirani unutar 12 sati od uzorkovanja.

3.2.2. Ispitivanje utjecaja krvi različitih skupina ispitanika na stupanj hidrofilnosti

Vlažnost površine implantata procjenjivana je mjerenjem mase krvi zadržane na površini implantata prema sljedećem protokolu: uzorak krvi postavljen je u držač epruvete smješten na digitalnu mikrovagu (Digital Mini Scales 50 g/0,001 g; Anhui Uni Electronic Technology Co., Ltd., Kina) te je vaga poništena na nultu vrijednost prije svakog mjerenja kao što je prikazano na Slici 7.



Slika 7. Straumann Roxolid® SLActive® implantat prije uranjanja u krv

Implantati su tijekom mjerenja držani sterilnim pincetama za nosač implantata ili za cervikalni dio implantata te su uronjeni u uzorak krvi na 30 sekundi. Vrijeme uranjanja od 30 sekundi odabrano je na temelju prethodnog istraživanja u kojem je ispitivana hidrofilnost površine različitih sustava dentalnih implantata, pri čemu su mjereni kontaktni kutovi nakon 5, 15 i 30 sekundi kontakta kapljice fiziološke otopine s površinom implantata (Slika 8).



Slika 8. Bredent whiteSKY implantat uronjen u krv

Nakon 30 sekundi uranjanja, implantat je pažljivo izvađen iz uzorka krvi, a vrijednost prikazana na digitalnoj mikrovagi zabilježena je kao masa krvi zadržane na površini implantata. Na taj način određena je količina krvi koju je površina implantata apsorbirala. Primjer izgleda implantata nakon 30 sekundi imerzije prikazan je na Slici 9.



Slika 9. Bredent whiteSKY dentalni implantat nakon vađenja iz epruvete s krvlju

Jedan miligram krvi odgovara približno 1,06 μL , što je određeno na temelju prosječne gustoće krvi pa su mjerenja odgovarajuće konvertirana. Ukupno je prikupljeno 720 pojedinačnih mjerenja. Za svaki tip implantata bila su dostupna četiri identična primjerka, pri čemu je jedan implantat dodijeljen svakoj od četiriju skupina ispitanika, što je omogućilo provođenje deset mjerenja po implantatu. Između pojedinačnih mjerenja implantati su ispirani fiziološkom otopinom i osušeni pomoću loptice za ispuhivanje zraka (Cleaning Air Blowing Ball, Nedis, Nizozemska), pritom pazeći da se površina implantata ne dodiruje. Prije sljedećeg ciklusa mjerenja implantati su ostavljeni da se samostalno osuše još otprilike jednu minutu.

Dva tipa implantata, Straumann Roxolid® SLActive® i ICX-Active Liquid, pakirani su u tekućem mediju, 0,9 %-tnu otopinu NaCl, radi očuvanja njihovih površinskih karakteristika prije kliničke upotrebe, zbog čega je za svako mjerenje korišten novi implantat.

3.2.3. Statistička obrada podataka

Kako bi se detektirale razlike između kontinuiranih varijabli srednje veličine učinka ($f = 0,25$), uz razinu značajnosti $\alpha = 0,05$ i statističku snagu od 80 %, izračunata je minimalna potrebna veličina uzorka od 579 mjerenja, što odgovara otprilike devet ispitanika po skupini. Kategorijske varijable prikazane su kao apsolutne i relativne frekvencije. Normalnost raspodjele kontinuiranih varijabli procijenjena je pomoću Shapiro–Wilkovog testa. S obzirom na odstupanje od normalne raspodjele, numerički podaci opisani su medijanom i interkvartilnim rasponom. Razlike u kontinuiranim varijablama između dviju nezavisnih skupina testirane su Mann–Whitneyjevim U testom, a prikazana je i Hodges–Lehmannova procjena razlike medijana s pripadajućim 95 %-tnim intervalom pouzdanosti. Sve P-vrijednosti interpretirane su kao dvosmjerne, a razina statističke značajnosti postavljena je na $\alpha = 0,05$. Analiza podataka provedena je pomoću softvera MedCalc® Statistical Software, verzija 23.2.1 (MedCalc Software Ltd, Ostende, Belgija).

Primjena navedenih statističkih metoda omogućila je preciznu evaluaciju razlika među ispitivanim skupinama i validaciju rezultata istraživanja.

4. REZULTATI

4.1. Rezultati Istraživanja br. 1

U okviru Istraživanja br. 1 ispitana je površinska hidrofilnost ukupno 15 dentalnih implantata, odnosno 13 titanskih i dva cirkonijeva, različitih proizvođača, pri čemu su mjerenja provedena u trima vremenskim točkama: petoj, petnaestoj i tridestoj sekundi nakon nanošenja kapljice fiziološke otopine na površinu implantata.

4.1.1. Usporedba hidrofilnosti 13 titanskih implanata

Najveći stupanj hidrofilnosti među titanskim implantatima zabilježen je kod implantata BTI UniCa, Nobel TiUltra i Straumann Roxolid SLActive, koji se ubrajaju u kategoriju tzv. *premium* implantata. Slična svojstva pokazao je i Ankylos, dok su implantati poput Alpha Bio MultiNeO, Astra, Dentium Implantium, GC Aadva i ICX Active Liquid svrstani u skupinu implantata srednje hidrofilnosti. S druge strane, implantati Avinent, BTI Optima, Bredent BlueSKY i PRAMA pokazali su najnižu razinu površinske hidrofilnosti, pri čemu je površina implantata PRAMA graničila s hidrofobnim svojstvima.

Statistički značajne razlike u kontaktnom kutu zabilježene su kod implantata BTI UniCA (Friedmanov test, $p < 0,001$) i Nobel TiUltra (Friedmanov test, $p = 0,001$), gdje je nakon 5 sekundi izmjeren veći kontaktni kut u usporedbi s onima nakon 15 i 30 sekundi. Nakon 5 sekundi uočen je statistički značajan raspon u vrijednostima kontaktnog kuta među svim ispitivanim implantatima (Kruskal–Wallisov test, $p < 0,001$). Kod implantata BTI Optima uočeno je značajno smanjenje kontaktnog kuta nakon 30 sekundi u odnosu na vrijednosti nakon 5 i 15 sekundi (Friedmanov test, $p = 0,002$). Ukupno gledajući, kontaktni kut, a time i hidrofilnost površine, značajno su se razlikovali među implantatima u svim trima vremenskim točkama (Kruskal–Wallisov test, $p < 0,001$), što je detaljno prikazano u Tablici 3.

Tablica 3. Vrijednosti kontaktnog kuta u stupnjevima izmjerene nakon 5, 15 i 30 sekundi za 13 titanskih implantata različitih proizvođača.

		Medijan (IQR)						<i>p</i> * (između mjerena)
		5 s	<i>p</i> †	15 s	<i>p</i> †	30 s	<i>p</i> †	
Ankylos	(1)	37,1 (27,7–47,8)		25,6 (0–39,8)		23,2 (0–36,8)		0,08
Astra	(2)	55,4 (54,2–57,5)		54 (52,9–56,5)		53,4 (49,1–55,2)		0,16
BTI UniCA	(3)	18,8 (16,9–20,7)		0 (0–0)		0 (0–0)		<0,001 ‡
Nobel TiUltra	(4)	24,4 (20,8–26,2)		15,1 (10,3–17,9)		0 (0–0)		<0,001 §
Straumann roxolid SLActive	(5)	21,8 (20,8–22,3)		19,8 (19,5–20,3)		19,8 (0–20)		0,001 ‡
Alpha Bio MultiNeO	(6)	50,3 (47,8–54,1)		41,0 (38,5–49,3)		30,4 (28,2–42,5)		<0,001 §
Avinent	(7)	73,7 (73,4–74,8)	<0,001	72,4 (71,5–73,1)	<0,001 **	70,9 (70,3–71,8)	<0,001 ††	<0,001 §
BTI Optima	(8)	78,8 (78,3–79,6)		78,6 (77,7–79,6)		77,4 (76,9–77,9)		0,002 §§
Bredent blueSKY	(9)	96,8 (90,6–97,1)		91,2 (88,4–91,5)		88,9 (87,4–89,8)		<0,001 §
Dentium Implantium	(10)	58,3 (54,8–58,6)		56,7 (53,2–57,7)		55,4 (52,9–56,5)		<0,001 §
GC Aadva	(11)	50,1 (48,4–50,7)		49,1 (47,9–50,2)		47,1 (46,0–49,1)		<0,001 §
ICX Active Liquid	(12)	48,0 (47,6–49,5)		45,3 (43,4–46,1)		40,2 (38,8–42,7)		<0,001 §
Prama RF Sweden&Martina	(13)	87,5 (86,0–90,9)		86,8 (85,3–90,2)		85,7 (84,2–89,3)		<0,001 §

Kratice i napomene: IQR—interkvartalni raspon; **podebljani font** označava statistički značajne razlike. * Friedman test (post hoc Conover test)—između mjerenja. † Kruskal–Wallis test (post hoc Conover test)—između implantata. ‡ $p < 0,05$; statistički značajne razlike između (5 s) i (15, 30 s). § $p < 0,05$; statistički značajne razlike između sve tri točke mjerenja. §§ $p < 0,05$; statistički značajne razlike između (30 s) i (5, 15 s). || $p < 0,05$; svi tipovi implantata pokazali su statistički značajne razlike osim (2) nasuprot (10), (3) nasuprot (5), (4) nasuprot (5), (6) nasuprot (11), (9) nasuprot (13) i (11) nasuprot (12). ** $p < 0,05$; svi tipovi implantata pokazali su statistički značajne razlike osim (1) nasuprot (5), (2) nasuprot (10), (4) nasuprot (5), (6) nasuprot (12) i (9) vs. (13). †† $p < 0,05$; svi tipovi implantata pokazali su statistički značajne razlike osim (2) nasuprot (10), (3) nasuprot (4) i (9) nasuprot (13).

4.1.2. Usporedba hidrofilnosti dva cirkonijeva implantata

U skupini cirkonijevih implantata, značajno veći kontaktni kutovi, što ukazuje na slabiju hidrofilnost, zabilježeni su kod implantata Bredent WhiteSKY u usporedbi s implantatom Nobel Pearl u svim vremenskim točkama (Mann–Whitneyjev U test, $p < 0,001$). Pri usporedbi promjena

kontaktnog kuta unutar svakog tipa implantata u različitim vremenskim točkama, značajno viši kutovi zabilježeni su nakon 5 sekundi u odnosu na mjerenja nakon 15 i 30 sekundi, kao i pri usporedbi vrijednosti nakon 15 i 30 sekundi (Kruskal–Wallisov test, $p < 0,001$), što je prikazano u Tablici 4.

Tablica 4. Razlike u izmjerenim kontaktnim kutovima u stupnjevima nakon 5, 15 i 30 sekundi za cirkonijske implantate.

	Medijan (IQR)			p^*
	5 s	15 s	30 s	
Nobel Pearl	68,6 (67,5–70,04)	67,3 (66,4–68,5)	66,4 (65,3–67,1)	<0,001 ‡
Bredent whiteSKY	82,6 (81,1–88,9)	81,5 (79,9–87,2)	80,5 (78,6–84,9)	<0,001 ‡
Razlika §	14,4	14,6	14,5	
95% CI	11,8 do 19,6	12,2 do 19,7	12,2 do 19,6	
$p^†$ (između tipova implantata)	<0,001	<0,001	<0,001	

IQR—interkvartilni raspon; **podebljani font** označava statistički značajne razlike. * Friedman test (post hoc test Conover); † Mann–Whitney U test; § Hodges–Lehmann medijalna razlika. ‡ At $p < 0,05$; značajna razlika za (5 s) nasuprot (15, 30 s) i (15 s) nasuprot (30 s).

4.1.3. Usporedba hidrofilnosti titanskih i cirkonijskih implantata istog proizvođača

Pri usporedbi hidrofilnosti cirkonijskih i titanskih implantata istog proizvođača (Nobel Pearl naspram Nobel TiUltra, Bredent WhiteSKY naspram Bredent BlueSKY), zabilježeni su značajno veći kontaktni kutovi, što ukazuje na slabiju hidrofilnost, kod cirkonijskog implantata Nobel Pearl u usporedbi s titanskim implantatom Nobel TiUltra, kao i kod titanskog implantata Bredent BlueSKY u usporedbi s cirkonijskim implantatom Bredent WhiteSKY, kako je prikazano u Tablicama 5 i 6.

Tablica 5. Razlike u izmjerenim kontaktnim kutovima u stupnjevima nakon 5, 15 i 30 sekundi između cirkonijskog i titanskog implantata istog proizvođača (Nobel Pearl vs. Nobel TiUltra).

	Medijan (IQR)			<i>p</i> *
	5 s	15 s	30 s	
Nobel Pearl	68,6 (67,5–70,04)	67,3 (66,4–68,5)	66,4 (65,3–67,1)	<0,001 ‡
Nobel TiUltra	24,4 (20,8–26,2)	15,1 (10,3–17,9)	0 (0–0)	<0,001 §
Razlika	43,9	52,5	65,8	
95% CI	41,4 do 46,8	48,2 do 56,8	64,8 do 67,1	
<i>p</i> † (između tipova implantata)	<0,001	<0,001	<0,001	

IQR—interkvartilni raspon; **podebljani font** označava statistički značajne razlike. * Friedman test (post hoc test Conover); † Mann–Whitney U test; § Hodges–Lehmann medijalna razlika. ‡ At $p < 0,05$; značajna razlika za (5 s) nasuprot (15, 30 s), (15 s) nasuprot (30 s) i između sve tri vremenske točke mjerenja.

Tablica 6. Razlike u izmjerenim kontaktnim kutovima u stupnjevima nakon 5, 15 i 30 sekundi između cirkonijskog i titanskog implantata istog proizvođača (Bredent WhiteSKY vs. Bredent BlueSKY).

	Medijan (IQR)			<i>p</i> *
	5 s	15 s	30 s	
Bredent whiteSKY	82,6 (81,1–88,9)	81,5 (79,9–87,2)	80,5 (78,6–84,9)	<0,001 ‡
Bredent blueSKY	96,8 (90,6–97,1)	91,2 (88,4–91,5)	88,9 (87,4–89,8)	<0,001 ‡
§ Razlika	–10,9	–9,03	–7,9	
95% CI	–14,6 to –6,8	–11,8 to –3,5	–10,5 to –2,6	
<i>p</i> † (između tipova implantata)	<0,001	0,001	0,001	

IQR—interkvartilni raspon; **podebljani font** označava statistički značajne razlike. * Friedman test (post hoc test Conover); † Mann–Whitney U test; § Hodges–Lehmann medijalna razlika. ‡ At $p < 0,05$; značajna razlika za (5 s) nasuprot (15, 30 s), (15 s) nasuprot (30 s) i između sve tri vremenske točke mjerenja.

Ova studija ističe i važnost skladištenja implantata u tekućem mediju do trenutka primjene, što je potvrđeno boljim hidrofilnim svojstvima implantata koji su bili pohranjeni u tekućem mediju.

4.2. Rezultati Istraživanja br. 2

U Istraživanju br. 2 provedena je usporedba hidrofilnosti površine dentalnih implantata nakon kvašenja krvlju zdravih osoba i ispitanika iz rizičnih skupina – dijabetičara, hiperlipidemičara i pušača.

4.2.1. Usporedba hidrofilnosti implantata pri kvašenju krvlju zdravih ispitanika i ispitanika s dijabetesom

Slabije kvašenje površine zabilježeno je kod zdravih ispitanika u usporedbi s osobama oboljelima od dijabetesa za sljedeće implantate: Alpha Bio MultiNeO (Mann–Whitneyjev U test, $p = 0,006$), Astra, Bioactive Ti+Mg ($p = 0,003$), Avinent ($p = 0,001$), Bioactive Ti+Mg (5' f.o.) ($p = 0,02$), Bredent WhiteSKY, Prama RF ($p = 0,04$) i GC Aadva ($p = 0,002$), kao i za implantate ICX Active L. i Straumann ($p < 0,001$). Kod preostalih implantata nisu uočene statistički značajne razlike (Tablica 7).

Tablica 7. Razlike između zdravih ispitanika i osoba s dijabetesom

	Medijan (interkvartalni raspon)		Razlika	95 % CI	p^*
	Zdravi ispitanici (μl)	Dijabetičari (μl)			
Alpha Bio MultiNeO	32,18 (31,24–36,91)	37,67 (35,97–41,65)	5,15	2,79 to 10,32	0,006
Ankylos	32,18 (26,5–36,97)	27,0 (21,35–35,45)	–3,78	–10,9 to 3,84	0,42
Astra	14,67 (14,2–17,98)	20,82 (19,55–2,43)	5,35	1,9 to 7,3	0,003
Avinent	18,93 (17,04–26,5)	35,97 (28,5–36,91)	16,1	8,1 to 19,89	0,001
Bioactive Ti+Mg	16,09 (14,2–17,04)	19,88 (17,98–20,82)	3,79	1,89 to 5,68	0,003
Bioactive Ti+Mg (5' f.o.)	14,67 (1,36–16,09)	17,98 (16,37–19,88)	3,79	0,94 to 6,62	0,02
Bredent blueSKY	24,14 (20,82–26,5)	22,53 (20,82–23,66)	–1,14	–4,74 to 2,84	0,49
Bredent whiteSKY	20,82 (20,82–2,72)	24,47 (21,6–25,45)	3,51	0 to 6,62	0,04
BTI Optima	28,87 (27,45–31,24)	30,89 (30,29–32,29)	1,89	–0,95 to 3,89	0,12
BTI UniCa	28,87	33,35	5,58	–1,57 to 1,36	0,23

	(25,56–32,18)	(27,77–39,75)			
Champions	22,72 (20,82–24,61)	17,98 (17,98–20,55)	–3,79	–6,63 to –1,22	0,005
Dentium	35,97 (35,02–37,86)	33,82 (29,48–38,45)	–2,36	–7,57 to 3,43	0,49
GC Aadva	25,56 (19,88–27,45)	32,29 (28,4–3,98)	7,57	2,84 to 10,87	0,002
ICX Active L.	25,56 (16,09–28,4)	38,71 (35,46–41,65)	13,99	8,27 to 20,83	<0,001
Nobel Pearl	21,77 (19,88–23,66)	20,31 (18,5–28,4)	–0,09	–3,79 to 7,58	0,94
Nobel TiUltra	30,29 (26,5–37,86)	26,5 (24,61–27,45)	–4,1	–12,41 to 0	0,04
Prama RF	21,77 (16,09–26,5)	28,92 (25,45–31,24)	7,7	1,05 to 14,15	0,04
Straumann	20,82 (17,98–20,82)	26,5 (25,56–27,45)	5,73	4,73 to 8,52	<0,001

* Mann–Whitney U test (Hodges–Lehmann medijalna razlika).

4.2.2. Usporedba hidrofilnosti implantata pri kvašenju krvlju zdravih ispitanika i ispitanika s hiperlipidemijom

Uočena je niža hidrofilnost površine implantata u zdravih ispitanika u usporedbi s osobama s hiperlipidemijom kod sljedećih implantata: Alpha Bio MultiNeO, Astra, Bredent blueSKY (Mann–Whitney U test, $p = 0,04$), Avinent ($p = 0,002$), Bioactive Ti+Mg ($p = 0,003$), Bredent whiteSKY ($p = 0,001$), BTI UniCa ($p = 0,03$), Champions, Nobel Pearl ($p < 0,001$), Dentium ($p = 0,006$), ICX Active L. ($p = 0,007$) te Straumann implantati ($p = 0,008$). Kod ostalih implantata nije utvrđena statistički značajna razlika u hidrofilnosti između zdravih i hiperlipidemičnih ispitanika (Tablica 8).

Tablica 8. Razlike između zdravih ispitanika i osoba s hiperlipidemijom.

	Medijan (interkvartalni raspon)		Razlika	95 % CI	p^*
	Zdravi ispitanici (μl)	Hiperlipidemičari (μl)			
Alpha Bio MultiNeO	32,18 (31,24–36,91)	35,49 (3,13–42,59)	4,73	0 to 10,4	0,04
Ankylos	32,18 (26,5–36,97)	36,44 (28,4–37,86)	2,84	–3,78 to 9,47	0,24
Astra	14,67 (14,2–17,98)	19,88 (16,37–24,61)	4,26	0 to 9,47	0,04
Avinent	18,93 (17,04–26,5)	27,45 (23,66–29,34)	7,1	3,78 to 12,3	0,002

Bioactive Ti+Mg	16,09 (14,2–17,04)	20,35 (17,98–20,82)	4,73	1,89 to 6,63	0,003
Bioactive Ti+Mg (5' f.o.)	14,67 (1,36–16,09)	16,37 (15,14–17,98)	2,84	–0,95 to 5,01	0,10
Bredent blueSKY	24,14 (20,82–26,5)	27,93 (26,5–32,18)	3,79	0 to 8,52	0,04
Bredent whiteSKY	20,82 (20,82–2,72)	28,4 (23,66–29,34)	6,62	1,9 to 9,46	0,001
BTI Optima	28,87 (27,45–31,24)	32,19 (28,4–35,02)	1,89	–0,95 to 5,68	0,17
BTI UniCa	28,87 (25,56–32,18)	33,6 (32,18–37,86)	5,67	0 to 12,3	0,03
Champions	22,72 (20,82–24,61)	28,4 (26,5–29,34)	5,68	2,84 to 7,58	<0,001
Dentium	35,97 (35,02–37,86)	40,7 (37,86–41,65)	3,79	–1,89 to 6,63	0,006
GC Aadva	25,56 (19,88–27,45)	27,93 (25,56–30,29)	3,32	0 to 8,52	0,05
ICX Active L.	25,56 (16,09–28,4)	34,08 (27,45–35,97)	8,99	1,89 to 15,15	0,007
Nobel Pearl	21,77 (19,88–23,66)	26,98 (25,56–27,45)	4,74	2,84 to 7,57	<0,001
Nobel TiUltra	30,29 (26,5–37,86)	28,4 (23,66–32,18)	–4,26	–1,36 to 2,84	0,18
PRAMARF	21,77 (16,09–26,5)	27,92 (2,72–30,29)	4,26	–0,95 to 12,3	0,07
Straumann	20,82 (17,98–20,82)	23,66 (2,72–26,5)	3,78	1,89 to 6,63	0,008

* Mann–Whitney U test (Hodges–Lehmann medijalna razlika).

4.2.3. Usporedba hidrofilnosti implantata pri kvašenju krvlju zdravih ispitanika i ispitanika pušača

Kod zdravih ispitanika uočeno je slabije kvašenje površine implantata u usporedbi s pušačima kod sljedećih implantata: Astra, Avinent, Nobel TiUltra ($p = 0,04$), Bredent whiteSKY ($p = 0,02$), Bioactive Ti+Mg (5' f.o.) ($p = 0,03$) te Champions ($p = 0,005$), prema rezultatima Mann–Whitney U testa. Za preostale implantate nije zabilježena statistički značajna razlika između ove dvije skupine ispitanika (Tablica 9).

Tablica 9. Razlike između zdravih ispitanika i pušača.

	Medijan (Interkvartalni raspon)		Razlika	95 % CI	<i>p</i> *
	Zdravi ispitanici (μl)	Pušači (μl)			
Alpha Bio MultiNeO	32,18 (31,24–36,91)	31,24 (28,4–32,18)	–0,94	–5,7 to 1,9	0,44
Ankylos	32,18 (26,5–36,97)	29,82 (24,61–35,02)	–1,42	–7,57 to 4,73	0,59
Astra	14,67 (14,2–17,98)	19,88 (17,98–20,82)	1,74	0 to 6,62	0,04
Avinent	18,93 (17,04–26,5)	26,5 (23,66–29,34)	7,1	0 to 10,41	0,04
Bioactive Ti+Mg	16,09 (14,2–17,04)	16,57 (14,2–17,98)	0,95	–1,89 to 2,84	0,40
Bioactive Ti+Mg (5' f.o.)	14,67 (1,36–16,09)	17,01 (17,04–17,98)	2,84	0,95 to 6,63	0,03
Bredent blueSKY	24,14 (20,82–26,5)	25,09 (21,77–28,4)	1,42	–2,84 to 6,62	0,50
Bredent whiteSKY	20,82 (20,82–2,72)	24,61 (2,72–26,5)	3,78	0,95 to 6,63	0,02
BTI Optima	28,87 (27,45–31,24)	32,19 (30,29–35,97)	2,84	0 to 6,63	0,05
BTI UniCa	28,87 (25,56–32,18)	35,97 (31,24–40,07)	6,16	0,95 to 1,67	0,05
Champions	22,72 (20,82–24,61)	29,35 (23,66–30,29)	6,16	2,84 to 10,41	0,005
Dentium	35,97 (35,02–37,86)	26,03 (2,72–35,02)	–8,51	–13,25 to 0	0,02
GC Aadva	25,56 (19,88–27,45)	27,93 (20,82–31,24)	2,37	–3,79 to 7,57	0,32
ICX Active L.	25,56 (16,09–28,4)	32,18 (24,61–34,07)	6,15	–0,95 to 12,31	0,09
Nobel Pearl	21,77 (19,88–23,66)	17,04 (17,04–17,98)	–3,75	–5,68 to –1,9	0,01
Nobel TiUltra	30,29 (26,5–37,86)	37,86 (35,97–40,07)	6,94	0 to 1,36	0,04
PRAMARF	21,77 (16,09–26,5)	21,77 (18,93–29,34)	1,89	–6,63 to 9,47	0,57
Straumann	20,82 (17,98–20,82)	23,19 (17,98–24,61)	2,84	–1,89 to 4,74	0,21

* Mann–Whitney U test (Hodges–Lehmann medijalna razlika).

5.1. Istraživanje br. 1 - Usporedba hidrofilnosti metodom kontaktnog kuta

Na početku istraživanja postavljena nulta hipoteza je opovrgnuta jer je uočena velika razlika u površinskoj hidrofilnosti između različitih titanskih implantata te između titanskih i cirkonijskih implantata. *Premium* titanski implantati pokazali su superiornu hidrofilnost, dok slabija hidrofilna svojstva cirkonijskih i nekih titanskih implantata ukazuju na potrebu za daljnjom inovacijom u obradi površine radi optimizacije njihove učinkovitosti. Najmanji izmjereni kontaktni kutovi, što ukazuje na najveću hidrofilnost među titanskim implantatima, postignuti su kod BTI UniCa, Nobel TiUltra i Straumann Roxolid SLActive implantata, koji se svrstavaju među *premium* implantate. U skupini cirkonijskih implantata, značajno manji kontaktni kutovi, a time i veća hidrofilnost, uočeni su kod Nobel Pearl u svim vremenskim točkama u usporedbi s implantatom Bredent WhiteSKY.

U literaturi postoji niz studija koje naglašavaju važnost površinske hidrofilnosti u poboljšanju potencijala za osteointegraciju dentalnih implantata te da superhidrofilne površine značajno doprinose ranom BIC-u i primarnoj stabilnosti, osobito u kritičnim kliničkim situacijama poput manje gustoće kosti i protokola neposrednog opterećenja (140–142). Interakcija između površine implantata i biološke okoline značajno utječe na osteointegraciju; hidrofilne površine poboljšavaju ovu interakciju olakšavajući brzu adsorpciju proteina i potičući aktivnost osteoblasta (53, 143, 144). Stoga bi hidrofilniji implantati mogli imati bolju i bržu osteointegraciju, no za dokazivanje toga bile bi potrebne *in vivo* studije.

Premium titanski implantati pokazali su superiornu hidrofilnost, obilježenu manjim kontaktnim kutovima i brzom tranzicijom u superhidrofilna stanja. Ova svojstva podržavaju bržu adheziju i proliferaciju koštanih stanica, ubrzavajući cijeljenje. U ovom istraživanju, obrade površina koje su postigle najveću hidrofilnost uključuju: standardnu titansku površinu BTI UniCa modificiranu kalcijevim ionima, Straumann SLActive površinu, koja koristi tehniku pjeskarenja grubim zrcima za stvaranje makrohrapavosti, a zatim je kemijski nagrizona za dodavanje mikrohrapavosti (145) te Nobel TiUltra anodiziranu površinu s postupnim prijelazom topografije, koja prema vrhu implantata postaje umjereno hrapava i porozna, zaštićena oksidnim slojem koji se otapa u kontaktu s tekućinama (3, 146). Najmanju hidrofilnost pokazali su implantati Prama RF Sweden&Martina s površinom ZirTi, obrađenom pjeskarenjem s cirkonijem i nagrivanjem

mineralnim kiselinama (146) te Bredent blueSKY, čija obrada površine nije detaljno opisana u literaturi (147). Rupp i suradnici (148) izvijestili su o sličnim rezultatima, gdje je SLActive površina pokazala kontaktni kut od 0 stupnjeva, što ukazuje na potpunu i brzu sposobnost kvašenja — svojstvo koje je dizajnirano za bržu osteointegraciju. Gittens i sur. (10) su u pregledu bioloških i kliničkih aspekata hidrofilnosti površina implantata istaknuli kako hidrofilne površine poboljšavaju adsorpciju proteina i prijanjanje stanica, ključnih za ranu osteointegraciju. Također su naglasili da modifikacije koje povećavaju hidrofilnost mogu poboljšati kliničke ishode. S obzirom na to da su poznate metode povećanja hidrofilnosti i njihove prednosti, bilo bi korisno da i drugi proizvođači počnu sa sličnim površinskim obradama implantata.

Kido i suradnici (149) istraživali su učinak kontaminacije površine i stvaranja sloja ugljikovodika na kvašenje novih i do 90 dana starih titanskih površina čuvanih u mraku na sobnoj temperaturi do 25°C. Otkrili su da titanske površine postupno postaju hidrofobne zbog nakupljanja organskih kontaminanata, ali se UV zračenjem može ponovno uspostaviti superhidrofilnost. To naglašava važnost površinskog inženjeringa i održavanja u očuvanju željenih hidrofilnih svojstava implantata. Iako nema specifičnih studija za BTI UniCa i Nobel TiUltra implantate, konsenzus u literaturi (150) potvrđuje da napredne tehnike inženjeringa površine povećavaju hidrofilnost, kao što se vidi kod Straumann SLActive, i poboljšavaju prijanjanje i proliferaciju koštanih stanica, ubrzavajući cijeljenje i osteointegraciju. Ovo istraživanje pokazuje da su implantati pohranjeni u vlažnim uvjetima imali izvrsnu hidrofilnost, stoga se svim proizvođačima preporučuje razmatranje takve metode skladištenja kako bi se implantati zaštitili od proizvodnje do ugradnje.

Naša studija također pokazuje da, iako cirkonijski implantat Nobel Pearl nudi estetske prednosti, ima slabija hidrofilna svojstva od svog titanskog pandana, Nobel TiUltra. Kod Bredent implantata situacija je bila obrnuta, no razlika nije bila toliko izražena. Veći kontaktni kutovi uočeni kod obaju Bredent implantata upućuju na potrebu za poboljšanjem tehnika obrade površine kako bi se poboljšala njihova mogućnost kvašenja i time osteointegracija. Aragoneses i suradnici (151) zaključili su da titanski i cirkonijski implantati imaju slična mehanička svojstva, hidrofilnost i površinsku energiju, ali hrapavost smanjuje hidrofilni karakter. Idealno bi bilo da implantat bude dovoljno hrapav za bolju osteointegraciju, ali i dovoljno gladak za veću hidrofilnost.

Cirkonij, često korišten u cirkonijskim implantatima, pokazuje veće kontaktne kutove od drugih dentalnih materijala, što sugerira nižu hidrofilnost. Ova karakteristika može utjecati na početnu interakciju površine implantata s biološkim tekućinama i time na osteointegraciju (152). Nasuprot tome, titanski implantati često prolaze površinske modifikacije radi povećanja hidrofilnosti. Na primjer, anodizacija može povećati površinsku energiju titana, smanjiti kontaktne kutove i poboljšati kvašenje. Ove hidrofilne površine povezane su s boljim prijanjanjem stanica i ubrzanim procesom cijeljenja. Hidrofilnost površine implantata je dinamična osobina. Kontaminacija površine može smanjiti hidrofilnost s vremenom, što naglašava važnost održavanja čistoće implantata (148). Naše istraživanje također potvrđuje da titanski implantati imaju veću hidrofilnost od cirkonijskih. Nedavni napreci u obradi cirkonijskih površina, uključujući lasersku nanoteksturizaciju, nude obećavajuća rješenja za poboljšanje hidrofilnosti (19, 153–155). Kliničke prednosti hidrofilnih površina nadilaze samu osteointegraciju. Poboljšana hidrofilnost povezana je s boljom primarnom stabilnošću, kraćim vremenom cijeljenja i prikladnošću za neposredno opterećenje (148, 156, 157).

U našem istraživanju, *premium* implantati sa superhidrofilnim površinama pokazali su vrhunske rezultate, što ih čini posebno korisnima u složenim slučajevima poput loše kvalitete kosti ili sistemskih bolesti. To podupire sve veći trend korištenja hidrofilnih implantata u suvremenoj implantologiji. Hidrofilne površine mogle bi poboljšati ishode kod pacijenata sa sistemskim bolestima, poput dijabetesa ili osteoporoze, gdje se često bilježi odgođeno cijeljenje.

Ova studija također ističe važnost očuvanja hidrofilnih svojstava putem skladištenja u vlažnim uvjetima, što potvrđuju i nadmoćni rezultati implantata pohranjenih u tekućem mediju. Takva praksa sprječava kontaminaciju i degradaciju površinskih svojstava, čime se osiguravaju optimalni klinički ishodi (138, 158). Ove inovacije u skladištenju i rukovanju implantatima odražavaju širi naglasak na očuvanje funkcionalnog integriteta površine implantata, od proizvodnje do ugradnje.

Površinska hidrofilnost je dinamična i podložna utjecaju kontaminacije i vremenske degradacije. Kido i suradnici (149) pokazali su da hidrofilnost implantata opada tijekom vremena zbog adsorpcije ugljikovodika iz okoliša, što povećava kontaktne kutove i smanjuje kvašenje. Nalazi Gittensa i suradnika (10) naglašavaju potrebu za praćenjem površine tijekom vremenske

degradacije kako bi se pravovremeno uočile promjene i provele mjere za očuvanje optimalnih površinskih svojstava neophodnih za uspješnu osteointegraciju. Autori su također raspravljali o dinamičnoj prirodi kvašenja površine implantata, ističući da površinske modifikacije i tretmani mogu s vremenom mijenjati kontaktne kutove. Rupp i suradnici (5) ističu da razumijevanje vremenskih promjena hidrofilnosti implantata pomaže u predviđanju njihovih bioloških performansi i osigurava dugotrajni uspjeh. Procjene kontaktnih kutova u stvarnom vremenu pružaju vrijedne uvide u evoluciju površinskih svojstava, omogućujući razvoj strategija za očuvanje ili poboljšanje hidrofilnosti tijekom cijelog životnog vijeka implantata.

Uočene razlike između titanskih i cirkonijskih implantata naglašavaju potrebu za kontinuiranom inovacijom u dizajnu cirkonijskih implantata. Napredne obrade površine, poput nanoteksturiranja i kemijskih modifikacija, poboljšat će kvašenje i biološke performanse cirkonijskih implantata (156, 159). Također je vrijedno istražiti razvoj bioaktivnih cirkonijskih površina koje oponašaju svojstva prirodne kosti. Uvođenje hidrofilnih cirkonijskih implantata u kliničku praksu zahtijevat će rigorozno testiranje kako bi se osigurala njihova dugoročna izdržljivost i biokompatibilnost.

Unatoč pouzdanoj metodologiji, ova studija nije bez ograničenja. *In vitro* priroda mjerenja hidrofilnosti možda ne odražava u potpunosti uvjete *in vivo*, gdje čimbenici poput viskoznosti krvi i interakcije s tkivima igraju ključnu ulogu. Osim toga, ova se studija usredotočila na apikalni dio implantata, što možda ne predstavlja hidrofilnost cijele površine implantata. Buduća istraživanja trebala bi se baviti tim ograničenjima uključivanjem *in vivo* studija i istraživanjem utjecaja hidrofilnosti na dugoročne kliničke ishode. Takve studije mogle bi također istražiti biološke mehanizme koji stoje iza opaženih trendova, uključujući molekularne putove koje aktiviraju hidrofilne površine. Longitudinalna istraživanja koja procjenjuju dugoročne ishode hidrofilnih implantata u različitim populacijama pacijenata usmjerit će razvoj implantoloških sustava nove generacije.

5.2. Istraživanje br. 2 - Utjecaj krvi različitih skupina ispitanika na hidrofilnost

Prema dostupnim podacima iz recentne literature, nijedna prethodna studija nije uspoređivala kvašenje površina dentalnih implantata izloženih krvi pacijenata s dijabetesom, hiperlipidemijom ili pušačkom navikom u odnosu na zdrave osobe, nepušače. Također su uspoređene ove četiri skupine u kontekstu titanskih i keramičkih implantata. S obzirom na to da su stanja poput dijabetesa, hiperlipidemije i pušenja poznata po tome da otežavaju cijeljenje rana (2, 160–162), cilj je bio istražiti moguću povezanost između krvi navedenih ispitanika i promjena u kvašenju površine implantata. U našem istraživanju, površine implantata pokazale su statistički značajne razlike u apsorpciji krvi, kao pokazatelj hidrofilnosti, kada su bile izložene krvi osoba s dijabetesom ili hiperlipidemijom te krvi pušača, u usporedbi s kontrolnim skupinama. Veće ili manje kvašenje zabilježeno je ovisno o analiziranoj skupini i korištenom sustavu implantata.

Prethodne studije potvrdile su da sistemski čimbenici, poput dijabetesa melitusa, mogu dovesti do slabije angiogeneze, smanjene aktivnosti makrofaga i slabije formacije granulacijskog tkiva, što kolektivno usporava cijeljenje rana (132, 162). Nadalje, pokazano je da hiperlipidemija negativno utječe na proliferaciju endotela i angiogenezu, što je ključno za osteointegraciju implantata (134). Pušenje, putem vazokonstrikcije i smanjenog napona kisika u tkivima, dodatno ometa i upalne i reparativne faze cijeljenja (136, 161). Nedavna istraživanja također su pokazala da oksidativni stres izazvan hiperglikemijom i hiperlipidemijom uzrokuje trajne upalne signale, ometajući normalno remodeliranje rane (163). Kronična sistemska upala može time modificirati dinamiku zgrušavanja krvi i njezinu interakciju s površinom implantata, utječući na biokemijska svojstva krvi, uključujući viskoznost, razinu fibrinogena, funkciju trombocita i stvaranje ugruška (164–166). To bi djelomično moglo objasniti rezultate ove studije da različiti izvori krvi različito djeluju na površine implantata.

Zanimljivo je da su u našem istraživanju implantati Astra, Avinent, Nobel TiUltra i Bredent whiteSKY pokazali značajno veću sposobnost kvašenja kad su bili izloženi krvi pušača u odnosu na kontrole. To bi se moglo povezati s promjenama u površinskoj napetosti krvi pušača, vjerojatno uzrokovanim povišenim razinama fibrinogena i izmijenjenim proteinima plazme (167). Također je uočeno da pušenje inducira hiperkoagulabilna stanja povećanjem razine trombina i fibrinogena, što može utjecati na viskoznost krvi i stvaranje početnog ugruška na

biomaterijalima (168). Ove promjene mogu pojačati ili promijeniti širenje krvi na površini implantata, ovisno o površinskoj energiji i kemiji. Slični trendovi zabilježeni su u skupinama s dijabetesom i hiperlipidemijom, posebno kod implantata poput Avinent, ICX Active Liquid i Straumann, kod kojih je kvašenje bilo značajno veće kod ovih skupina nego kod zdravih ispitanika.

Svojstva površine implantata, osobito hrapavost i kemijski sastav, ključna su za rano cijeljenje (169). Površine poput SLA, pjeskarene velikim granulama i jetkane kiselinom, te hidrofilne modifikacije poput SLActive® razvijene su kako bi optimizirale ranu interakciju s krvlju i formaciju fibrinske mreže (170). U ovom istraživanju, implantat Straumann Roxolid® SLActive®, s hidrofilnom površinskom obradom, pokazao je veću apsorpciju krvi kod pacijenata s dijabetesom i hiperlipidemijom u odnosu na zdrave osobe. To sugerira da, iako dizajn takvih površina potiče ranu interakciju s krvlju, sistemski čimbenici mogu modulirati taj učinak, potencijalno mijenjajući očekivane prednosti naprednih površina implantata.

Trenutni trendovi u dizajnu implantata naglašavaju stvaranje superhidrofilnih površina radi ubrzanja prijanjanja fibrinske mreže i ranog regrutiranja osteoblasta (171). Ravnoteža između topografije i kemije površine ostaje ključna za prilagodbu krvnih interakcija koje omogućuju predvidljivo cijeljenje. Stoga, svaki biološki ili sistemski čimbenik koji mijenja interakciju krvi i površine implantata može utjecati na početno cijeljenje i potencijalno na dugoročne rezultate, što je upravo ono što je istraživano u ovoj studiji.

Posljednjih godina proizvodnja i klinička primjena kratkih i ultra-kratkih dentalnih implantata postaju sve češće, s ciljem izbjegavanja kirurških zahvata s neizvjesnom prognozom, poput augmentacije alveolarnog grebena u slučajevima smanjene vertikalne dimenzije. Posljedično, sve je više literature koja uspoređuje standardne, kratke i ultra-kratke implantate. Carelli i sur. (172) pokazali su da primjena kratkih implantata u transkrestalnim postupcima podizanja dna sinusa može postići rezultate usporedive s onima standardnih implantata nakon pet godina praćenja. Slično tome, Schiegnitz i sur. (173) izvijestili su da je trogodišnje praćenje pacijenata s kratkim implantatima postavljenima u resorbirani alveolarni greben stražnje maksile dalo rezultate usporedive s onima dobivenima primjenom standardnih implantata u kombinaciji s lateralnim podizanjem dna sinusa. Nadalje, istraživanje Karcija i Oncua (174) utvrdilo je da

duljina implantata nema značajan utjecaj na gubitak kosti, razine peri-implantnih osteoimunoloških i mikrobioloških markera, niti na stopu preživljavanja implantata. Iako su ova istraživanja pokazala usporedive rezultate nakon nekoliko godina praćenja dentalnih implantata različitih duljina, pri planiranju postavljanja kratkih i ultra-kratkih implantata kod pacijenata liječenih zbog dijabetesa, hiperlipidemije ili kod pušača, bilo bi preporučljivo razmotriti primjenu implantata koji su u našem istraživanju pokazali statistički bolje rezultate. Cilj je potaknuti bržu osteointegraciju kako bi se eventualno nadoknadila nemogućnost korištenja duljih implantata većom hidrofilnošću površine.

Također je uočena značajna razlika između titanskih i keramičkih implantata. Keramički implantati, osobito oni izrađeni od cirkonija, postaju sve popularniji zbog svojih estetskih svojstava i povoljne integracije s mekim tkivima. Cirkonijski implantati također pokazuju manju adheziju bakterija u usporedbi s titanskim, što je osobito korisno kod pacijenata s povećanim rizikom od periimplantitisa, poput pušača ili osoba s metaboličkim sindromom (175). Međutim, njihova hidrofilnost i interakcija s krvnim proteinima inherentno se razlikuju u odnosu na titan, što može utjecati na rano cijeljenje, osobito kod kompromitiranih sistemskih stanja (176).

Naši rezultati sugeriraju da sistemsko zdravstveno stanje pacijenata može suptilno modulirati kvašenje površine implantata tijekom kritičnih ranih faza cijeljenja, ovisno o vrsti materijala i korištenoj površinskoj obradi. Ovo može imati kliničke implikacije, osobito kod pacijenata za koje se zna da imaju usporen odgovor na cijeljenje. Međutim, važno je naglasiti da *in vitro* mjerenja hidrofilnosti, iako korisna, možda ne mogu u potpunosti predvidjeti kliničke ishode bez uzimanja u obzir složenosti stvarnog biološkog okruženja, uključujući imunološke reakcije, vaskularizaciju i stanične interakcije. Ograničenja ove studije uključuju *in vitro* prirodu mjerenja interakcije krvi i implantata te nedostatak longitudinalnih kliničkih podataka. Buduće studije trebale bi istražiti korelaciju između *in vitro* mjerenja hidrofilnosti i kliničkih parametara poput marginalnog gubitka kosti i stope preživljenja implantata u ovim specifičnim populacijama pacijenata. Naše istraživanje naglašava da sistemske bolesti i životne navike mogu utjecati na interakciju krvi i površine implantata, što bi teoretski moglo utjecati na rano cijeljenje rana i osteointegraciju. Potrebna su dodatna klinička istraživanja kako bi se ove povezanosti istražile *in vivo*. Razumijevanje ovih složenih interakcija omogućit će kliničarima bolje prilagođavanje odabira implantata i planiranja liječenja u skladu s individualnim profilima rizika pacijenata.

Sistemska zdravstvena stanja i lijekovi koje pacijenti uzimaju ne utječu samo na biološke procese cijeljenja, već mogu utjecati i na temeljne fizikalno-kemijske interakcije na razini površine implantata, što dodatno naglašava važnost personalizirane dentalne implantologije.

6. ZAKLJUČAK

U ovom istraživanju *premium* titanski implantati sa superhidrofilnim površinama pokazali su superiornu sposobnost vlaženja, što potencijalno ukazuje na bolju i bržu osteointegraciju. Nasuprot tome, zabilježena je slabija hidrofilnost kod određenih titanskih i obaju ispitivanih cirkonijskih implantata, što dodatno ističe potrebu za kontinuiranim razvojem i unapređenjem površinskih modifikacija s ciljem optimizacije njihovih biofizičkih svojstava. Dobiveni rezultati potvrđuju važnost naprednog inženjeringa površina, kao i očuvanja hidrofilnih karakteristika putem skladištenja u kontroliranim vlažnim uvjetima.

Nadalje, drugim dijelom istraživanja došlo se do saznanja o utjecaju sistemskih čimbenika, poput dijabetesa, hiperlipidemije i pušenja, na interakciju krvi s površinama dentalnih implantata. Utvrđeno je da krv osoba s navedenim stanjima može izmijeniti svojstva vlaženja implantatnih površina u usporedbi s krvlju zdravih ispitanika, osobito kod određenih titanskih i keramičkih sustava. S obzirom na ključnu ulogu koju rana interakcija krvi i implantata ima u procesu osteointegracije, navedeni nalazi mogli bi imati relevantne kliničke implikacije, posebice kod pacijenata s kompromitiranim regeneracijskim kapacitetom. Nužna su daljnja klinička istraživanja kako bi se ovi *in vitro* rezultati povezali s dugoročnim ishodima u smislu preživljavanja implantata i očuvanja periimplantatnog zdravlja kod pacijenata sa sustavnim bolestima.

7. LITERATURA

1. Narcisi EM, Tucker MR, Bauer RE. Implant Treatment: Basic Concepts and Techniques. In: Hupp JR, Edwards E III, Tucker MR. Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery. 7th ed. Philadelphia, PA, USA: Elsevier; 2019:252–6.
2. Thomas C, Bellani D, Piermatti J, Pitchumani PK. Systemic Factors Affecting Prognosis of Dental Implants. Dent Clin N Am. 2024;68(4):555–70.
3. Milleret V, Lienemann PS, Gasser A, Bauer S, Ehrbar M, Wennerberg A. Rational design and in vitro characterization of novel dental implant and abutment surfaces for balancing clinical and biological needs. Clin Implant Dent Relat Res. 2019;21(1):15–24.
4. Kock-Yee L. Definitions for Hydrophilicity, Hydrophobicity, and Superhydrophobicity: Getting the Basics Right. J Phys Chem Lett. 2014;5(4):686–8.
5. Rupp F, Gittens RA, Scheideler L, Marmur A, Boyan BD, Schwartz Z, et al. A review on the wettability of dental implant surfaces I: theoretical and experimental aspects. Acta Biomater. 2014;10(7):2894–906.
6. Biolin Scientific. Surface Science Blog: 7 ways to measure contact angle [Internet]. 2021 [Citirano 20.5.2025.]; Dostupno na: <https://www.biolinscientific.com/blog/7-ways-to-measure-contact-angle>
7. Ruiz-Cabello FJM, Rodriguez-Valverde MA, Cabrerizo-Vilchez MA. A new method for evaluation the most stable contact angle using tilting plate experiments. Soft Matter. 2011;7(21):10457–61.
8. Cheong BH, Ng TW, Yu Y, Liew OW. Using the meniscus in a capillary for small volume contact angle measurement in biochemical applications. Langmuir. 2011;27(19):11925–9.
9. Galet L, Patry S, Dodds J. Determination of the wettability of powders by the Washburn capillary rise method with bed preparation by a centrifugal packing technique. J Colloid Interface Sci. 2010;346(2):470–5.
10. Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z, et al. A review on the wettability of dental implant surface II: Biological and clinical aspects. Acta Biomater. 2014;10(7):2907–18.
11. Nicholson JW. Titanium Alloys for Dental Implants: A Review. Prosthesis. 2020;2(2):100–16.

12. Haider AJ, Jameel ZN, Al-Hussaini IHM. Review on: Titanium Dioxide Applications. *Energy Procedia*. 2019;157:17–29.
13. Shi H, Magaye R, Castranova V, Zhao J. Titanium Dioxide Nanoparticles: A Review of Current Toxicological Data. *Part Fibre Toxicol*. 2013;10(1):15.
14. Chen X, Mao SS. Titanium Dioxide Nanomaterials: Synthesis, Properties, Modifications, and Applications. *Chem Rev*. 2007;107(7):2891–959.
15. Osman RB, Swain MV. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials*. 2015;8(3):932–58.
16. Bodunrin MO, Chown LH, Omotoyinbo JA. Development of Low-Cost Titanium Alloys: A Chronicle of Challenges and Opportunities. *Mater Today Proc*. 2021;38(2):564–9.
17. Kolli RP, Devaraj A. A Review of Metastable Beta Titanium Alloys. *Metals*. 2018;8(7):506.
18. Fujii H, Fujisawa K, Ijii M, Yamashita Y. Development of Low-Cost High-Strength Ti-Fe-O-N Alloy Series. *Nippon Steel Tech Rep*. 2002;85:107–12.
19. Fujii H, Takahashi K. Development of High Performance Ti-Fe-Al Alloy Series. *Nippon Steel Tech Rep*. 2002;85:113–7.
20. Fujii H, Maeda T. Titanium Alloys Developed by Nippon Steel & Sumitomo Metal Corporation. *Nippon Steel Sumitomo Met Tech Rep*. 2014;106:16–21.
21. Kania A, Szindler MM, Szindler M. Structure and Corrosion Behavior of TiO₂ Thin Films Deposited by ALD on a Biomedical Magnesium Alloy. *Coatings*. 2021;11(1):70.
22. Prando D, Brenna A, Diamanti MV, Beretta S, Bolzoni F, Ormellese M, et al. Corrosion of Titanium: Part 2: Effects of Surface Treatments. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2018;16(1):3–13.
23. Wagner L, Bigoney JK. Fatigue of Titanium Alloys. In: Leyens C, Peters M. *Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications*. Weinheim, Germany; Wiley-VCH; 2003:178–80.
24. Dallago M, Fontanari V, Torresani, E, Leoni M, Pederzoli, C, Potrich C, et al. Fatigue and Biological Properties of Ti-6Al-4V ELI Cellular Structures with Various Arranged Cubic Cells Made by Selective Laser Melting. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;78:381–94.

25. Ferraris S, Spriano S, Pan G, Venturello A, Bianchi CL, Chiesa R, et al. Surface Modification of Ti-6Al-4V Alloy for Biomineralization and Specific Biological Response: Part I, Inorganic Modification. *J Mater Sci Mater Med*. 2011;22(3):533–45.
26. Scibior A, Pietrzyk Ł, Plewa Z, Skiba A. Vanadium: Risks and Possible Benefits in the Light of a Comprehensive Overview of Its Pharmacotoxicological Mechanisms and Multi-Applications with a Summary of Further Research Trends. *J Trace Elem Med Biol*. 2020;61:126508.
27. Klein GL. Aluminum Toxicity to Bone: A Multisystem Effect? *Osteoporos Sarcopenia*. 2019;5(1):1–2.
28. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface Histology of Unloaded and Early Loaded Partially Stabilized Zirconia Endosseous Implant in Initial Bone Healing. *J Prosthet Dent*. 1993;69(6):599–604.
29. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between Freestanding and Tooth-Connected Partially Stabilized Zirconia Implants after Two Years' Function in Monkeys: A Clinical and Histologic Study. *J Prosthet Dent*. 1998;80(5):551–8.
30. Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded Custom-Made Zirconia and Titanium Implants Show Similar Osseointegration: An Animal Experiment. *J Periodontol*. 2004;75(9):1262–8.
31. Pieralli S, Kohal RJ, Lopez Hernandez E. Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: a systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*. 2018;34(2):171–82.
32. Christel P, Meunier A, Heller M. Mechanical properties and short term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*. 1989;23(1):45–61.
33. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials*. 2002;23(3):937–45.
34. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*. 2002;18(8):590–5.
35. Andreietelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;4(4):32–47.

36. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*. 2004;25(11):2153–60.
37. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
38. Zhang CY, Atingu C, Tsoi JKH, Yu H. Effects of Aging on the Color and Translucency of Monolithic Translucent Y-TZP Ceramics: A Systematic Review and Meta-Analysis of *In Vitro* Studies. *Biomed Res Int*. 2021;2021:8875023.
39. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(16):135–53.
40. Kohal RJ, Finke HC, Klaus G. Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(4):323–9.
41. Spies BC, Nold J, Vach K, Kohal RJ. Two-piece zirconia oral implants with stand masticatory loads: an investigation in the artificial mouth. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;53:1–10.
42. Kligman S, Ren Z, Chung CH, Perillo MA, Chang YC, Koo H, et al. The Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration and Biofilm Formation. *J Clin Med*. 2021;10(8):1641.
43. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: part 1 - review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):536–43.
44. Aneksomboonpol P, Mahardawi B, Nan PN, Laoharungpisit P, Kumchai T, Wongsirichat N, et al. Surface structure characteristics of dental implants and their potential changes following installation: A literature review. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2023;49(3):114–24.
45. Alla RK, Ginjupalli K, Upadhy N, Shammam M, Ravi RK, Sekhar R. Surface Roughness of Implants: A Review. *Trends Biomater Artif Organs*. 2011;25(3):112–8.
46. Giavaresi G, Fini M, Chiesa R, Rimondini L, Rondelli G, Borsari V, et al. Osseointegration of sandblasted or anodized hydrothermally-treated titanium implants:

- mechanical, histomorphometric and bone hardness measurements. *Int J Artif Organs*. 2002;25(8):806–13.
47. Bressel TAB, de Queiroz JDF, Gomes Moreira SM, da Fonseca JT, Filho EA, Guastaldi AC, et al. Laser-modified titanium surfaces enhance the osteogenic differentiation of human mesenchymal stem cells. *Stem Cell Res Ther*. 2017;8(1):269.
48. Cunha A, Renz RP, Blando E, de Oliveira RB, Hübler R. Osseointegration of atmospheric plasma-sprayed titanium implants: Influence of the native oxide layer. *J Biomed Mater Res A*. 2014;102(1):30–6.
49. Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Cheng A, Anderson DM, McLachlan T, Stephan I, et al. The roles of titanium surface micro/nanotopography and wettability on the differential response of human osteoblast lineage cells. *Acta Biomater*. 2013;9(4):6268–77.
50. Decuzzi P, Ferrari M. Modulating cellular adhesion through nanotopography. *Biomaterials*. 2010;31(1):173–9.
51. Wilson CJ, Clegg RE, Leavesley DI, Percy MJ. Mediation of Biomaterial–Cell Interactions by Adsorbed Proteins: A Review. *Tissue Eng*. 2005;11(1-2):1–18.
52. Olivares-Navarrete R, Hyzy S, Hutton D, Erdman C, Wieland M, Boyan BD, et al. Direct and Indirect Effects of Microstructured Titanium Substrates on the Induction of Mesenchymal Stem Cell Differentiation towards the Osteoblast Lineage. *Biomaterials*. 2010;31(10):2728–35.
53. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, et al. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A*. 2005;74(1):49–58.
54. Hotchkiss KM, Reddy GB, Hyzy SL, Schwartz Z, Boyan BD, Olivares-Navarrete R. Titanium surface characteristics, including topography and wettability, alter macrophage activation. *Acta Biomater*. 2016;31(4):425–34.
55. Lim JY, Shaughnessy MC, Zhou Z, Noh H, Vogler EA, Donahue HJ. Surface energy effects on osteoblast spatial growth and mineralization. *Biomaterials*. 2008;29(12):1776–84.
56. Heloisa Navarro P, Amorim KP, Cordeiro JM, Souza GS, Antônio Pedro RF, Rangel EC, et al. Proteome analysis of the salivary pellicle formed on titanium alloys containing niobium and zirconium. *Biofouling*. 2019;35(2):173–86.

57. Souza JGS, Bertolini M, Costa RC, Lima CV, Barão VAR. Proteomic profile of the saliva and plasma protein layer adsorbed on Ti–Zr alloy: the effect of sandblasted and acid-etched surface treatment. *Biofouling*. 2020;36(4):428–41.
58. Eisenbarth E, Meyle J, Nachtigall W, Brème J. Influence of the surface structure of titanium materials on the adhesion of fibroblasts. *Biomaterials*. 1996;17(14):1399–403.
59. Citeau A, Guicheux J, Vinatier C, Layrolle P, Nguyen TP, Pilet P, et al. In vitro biological effects of titanium rough surface obtained by calcium phosphate grid blasting. *Biomaterials*. 2005;26(2):157–65.
60. Batool F, Özçelik H, Stutz C, Gegout PY, Benkirane-Jessel N, Petit C, et al. Modulation of immune-inflammatory responses through surface modifications of biomaterials to promote bone healing and regeneration. *J Tissue Eng*. 2021;12:1–19.
61. Barnthip N, Parhi P, Golas A, Vogler EA. Volumetric interpretation of protein adsorption: Kinetics of protein adsorption competition from binary solution. *Biomaterials*. 2009;30(33):6495–513.
62. Rabe M, Verdes D, Seeger S. Understanding protein adsorption phenomena at solid surfaces. *Adv Colloid Interface Sci*. 2011;162(1–2):87–106.
63. MacLeod AS, Mansbridge JN. The Innate Immune System in Acute and Chronic Wounds. *Adv Wound Care*. 2016;5(2):65–78.
64. Mello-Machado RC, Sartoretto SC, Granjeiro JM, Calasans-Maia JA, de Uzeda MJPG, Mourão CFAB, et al. Osseodensification enables bone healing chambers with improved low-density bone site primary stability: an in vivo study. *Sci Rep*. 2021;11(1):15436.
65. Abaricia JO, Shah AH, Musselman RM, Olivares-Navarrete R. Hydrophilic titanium surfaces reduce neutrophil inflammatory response and NETosis. *Biomater Sci*. 2020;8(8):2289–99.
66. Brinkmann V, Reichard U, Goosmann C, Fauler B, Uhlemann Y, Weiss DS, et al. Neutrophil extracellular traps kill bacteria. *Science*. 2004;303(5663):1532–5.
67. Italiani P, Boraschi D. From Monocytes to M1/M2 Macrophages: Phenotypical vs. Functional Differentiation. *Front Immunol*. 2014;5:514.
68. Goodman SB, Gibon E, Pajarinen J, Lin TH, Keeney M, Ren PG, et al. Novel biological strategies for treatment of wear particle-induced periprosthetic osteolysis of orthopaedic implants for joint replacement. *J R Soc Interface*. 2014;11(93):20130962.

69. Parithimarkalaignan S, Padmanabhan TV. Osseointegration: An Update. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13(1):2–6.
70. Hansson HA, Albrektsson T, Brånemark PI. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):108–13.
71. Lopez-Heredia MA, Weiss P, Layrolle P. An electrodeposition method of calcium phosphate coatings on titanium alloy. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(2):381–90.
72. LeGeros RZ. Properties of Osteoconductive Biomaterials: Calcium Phosphates. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;395(395):81–98.
73. Lavenus S, Louarn G, Layrolle P. Nanotechnology and dental implants. *Int J Biomater.* 2010;2010(1):1–9.
74. Tran PA, Webster TJ. Understanding the wetting properties of nanostructured selenium coatings: the role of nanostructured surface roughness and air-pocket formation. *Int J Nanomed.* 2013;8(1):2001–9.
75. Wenzel RN. Resistance of solid surfaces to wetting by water. *Ind Eng Chem.* 1936;28(8):988–94.
76. Zhang Y, Yang H, Juaim AN, Chen X, Lu C, Zou L, et al. Biocompatibility and osteogenic activity of Zr–30Ta and Zr–25Ta–5Ti sintered alloys for dental and orthopedic implants. *Trans Nonferrous Met Soc China.* 2023;33(3):851–64.
77. Garcia-Perez VI, Hotchkiss KM, Silva-Bermudez P, Hernández MM, Prado-Prone G, Olivares-Navarrete R, et al. Amorphous TiO₂ nano-coating on stainless steel to improve its biological response. *Biomed Mater.* 2024;19(5):055037.
78. Canullo L, Menini M, Pesce P, Iacono R, Sculean A, Del Fabbro M. Nano-superhydrophilic and bioactive surface in poor bone environment. Part 1: transition from primary to secondary stability. A controlled clinical trial: Bioactive implant surfaces in poor density bone. *Clin Oral Investig.* 2024;28(7):372.
79. Alpha-Bio Tec. MultiNeO Implant System [Internet]. 2017. [Citirano 24.6.2025.]; Dostupno na: <https://www.alpha-bio.net/products/implants/multineo>
80. Krebs M, Schmanger K, Neumann K, Weigl P, Moser W, Nentwig GH. Long-term evaluation of Ankylos dental implants: part I: 20-year life table analysis of a longitudinal study of more than 12,500 implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(1):275–86.

81. Romanos GE, Nentwig GH. Immediate functional loading in the maxilla using Ankylos implants: Clinical and histologic evidence of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(6):882–8.
82. Dentsply Sirona. Ankylos Product Catalog [Internet]. 2025. [Citirano 1.7.2025.]; Dostupno na: <https://assets.dentsplysirona.com/flagship/en/explore/implantology/implant-systems/ankylos/documents/IMP-AnkylosProductCatalog-32671089-USX-1905.pdf>
83. Nentwig GH, Moser W. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol*. 2011;37:799–805.
84. Dentsply Sirona. Astra Tech Implant System. [Internet]. 2025. [Citirano 1.7.2025.]; Dostupno na: <https://www.dentsplysirona.com/en/discover/discover-by-brand/astra-tech-implant-system.html>
85. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of fluoride-modified titanium surfaces on osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(3):261–9.
86. Sennerby L, Roos J. Clinical outcomes of OsseoSpeed™ implants: a review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(5):1232–41.
87. Avinent Dental Implants. [Internet]. 2025. [Citirano 2.7.2025.]; Dostupno na: <https://avinent.com/en/dental-implants/>
88. Spotimplant. Avinent Implant System. [Internet]. 2025. [Citirano 2.7.2025.]; <https://www.spotimplant.com/en/dental-implants/avinent-implant-system>
89. Balog M, Ibrahim AMH, Krizik P, Bajana O, Klimova A, Catic A, et al. Bioactive Ti + Mg composites fabricated by powder metallurgy: The relation between the microstructure and mechanical properties. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;90:45–53.
90. Bredent medical. BlueSky. [Internet]. 2025. [Citirano 14.7.2025.]; <https://www.bredent-implants.com/products-solutions/sky-implant-system/tube-in-tube-implants/bluesky/>
91. Clean Implant. [Internet]. 2025. [Citirano 14.7.2025.]; <https://cleanimplant.com/>
92. Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard JP. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(2):150–7.
93. Bredent medical. WhiteSky. [Internet]. 2025. [Citirano 14.7.2025.]; <https://www.bredent-implants.com/products-solutions/sky-implant-system/one-piece-implants/whitesky/>

94. Pieralli S, Kohal RJ, Jung RE, Vach K, Spies BC. Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. *J Dent Res*. 2017;96(1):38–46.
95. BTI Human Tehnology. Oral Implantology. [Internet]. 2025. [Citirano 14.7.2025.]; <https://bti-biotechnologyinstitute.com/en/solutions/dental>
96. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implant Res*. 2006;17(2):2–7.
97. BTI Human Tehnology. BTI UniCa SURFACE. [Internet]. 2025. [Citirano 14.7.2025.]; https://pdf.medicalexpo.com/pdf/bti-biotechnology-institute/bti-unicca-surface/71652-132409-_3.html
98. Anitua E, Cerqueira A, Romero-Gavilán F, García-Arnáez I, Martinez-Ramos C, Ozturan S, et al. Influence of calcium ion-modified implant surfaces in protein adsorption and implant integration. *Int J Implant Dent*. 2021;7(1):32.
99. Champions Implants. [Internet]. 2025. [Citirano 15.7.2025.]; <https://champions-implants.com/en>
100. 10-year study Champions (R)Evolution®. [Internet]. 2022. [Citirano 15.7.2025.]; https://cms.champions-implants.com/uploads/10_years_retrospective_study_Champions_R_Evolution_c3fca412a4.pdf
101. DentiumUSA. [Internet]. 2025. [Citirano 15.7.2025.]; <https://www.dentiumusa.com/>
102. Barreiros P, Neves L, Aroso C, Mendes JM, Silva AS. Comparison in Four Different Implant Systems of Mechanical Resistance to Maximal Stress in Prosthetic Screws—An In Vitro Study. *Dent J*. 2020;8(4):116.
103. Lee JY, Park HJ, Kim JE, Choi YG, Kim YS, Huh JB, et al. A 5-year retrospective clinical study of the Dentium implants. *J Adv Prosthodont*. 2011;3(4):229–35.
104. Abdulla MA, Hasan RH, Al-Hyani OH. Radiographic and histologic assessment of osseointegration for surface-treated titanium dental implants: An experimental study in dogs. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2024;18(1):44–54.
105. GC Dental products. [Internet]. 2025. [Citirano 16.7.2025.]; <https://www.gc.dental/gctech/en/products/standardimplant>

106. Çetin T, Aslan YU. 3D evaluation of microgaps at the implant-abutment connection before and after thermodynamic cycling. *Int J Prosthodont*. 2024;37(3):99–111.
107. Vivan Cardoso M, Vandamme K, Chaudhari A, De Rycker J, Van Meerbeek B, Naert I, et al. Dental Implant Macro-Design Features Can Impact the Dynamics of Osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(4):639–45.
108. Krischik D, Tokgöz SE, van Orten A, Friedmann A, Bilhan H. An In Vitro Evaluation of Primary Stability Values for Two Differently Designed Implants to Suit Immediate Loading in Very Soft Bone. *Dent J*. 2021;9(1):5.
109. ICX-System Overview. [Internet]. 2025. [Citirano 16.7.2025.]; https://icx-implants.nl/wp-content/uploads/ICX_Systemoverview_2021_EN.pdf
110. ICX Portfolio. [Internet]. 2025. [Citirano 16.7.2025.]; https://icximplantai.lt/wp-content/uploads/2021/08/ICX_Portfolio_Brosch_EN_web-1.pdf
111. Susin C, Finger Stadler A, Fiorini T, et al. Safety and efficacy of a novel anodized abutment on soft tissue healing in Yucatan mini-pigs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(1):34–43.
112. Albrektsson T, Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(1):4–7.
113. Nosswitz M, Teale M, Mathes S, et al. Evaluation of anodized surfaces designed for improved soft tissue integration. Foundation for Oral Rehabilitation. [Internet]. 2019. [Citirano 16.7.2025.]; <https://www.for.org/sites/default/files/2019-03/Evaluation-of-anodized-surfaces-designed-for-improved-soft-tissue-integration.pdf>
114. Shahdad S, Rawlinskon S, Razaghi N, Patankar A, Patel M, Raccuzzo M, et al. Osseointegration of Anodized vs. Sandblasted Implant Surfaces in a Guided Bone Regeneration Acute Dehiscence-Type Defect: An In Vivo Experimental Mandibular Minipig Model. *Clin Oral Implants Res*. 2024;36(1):127–41.
115. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000*. 2017;73(1):241–58.
116. Cosgarea R, Gasparik C, Dudea D, et al. Peri-implant soft tissue colour around titanium and zirconia abutments: a prospective randomized controlled clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(5):537–44.

117. Chappuis V, Cavusoglu Y, Gruber R, et al. Osseointegration of zirconia in the presence of multinucleated giant cells. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(4):686–98.
118. Jank S, Hochgatterer G. Success rate of two-piece zirconia implants: a retrospective statistical analysis. *Implant Dent*. 2016;25(2):193–8.
119. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, et al. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*. 2004;75(2):292–6.
120. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, et al. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(6):793–8.
121. Rossi F, Botticelli D, Pantani F, Pereira FP, Salata LA, Lang NP. Bone healing pattern in surgically created circumferential defects around submerged implants: an experimental study in dog. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(1):41–8.
122. Sivoilella S, Bressan E, Salata LA, Urrutia ZA, Lang NP, Botticelli D. Osteogenesis at implants without primary bone contact - an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(5):542–9.
123. PRAMA. Sweden&Martina Implantology. [Internet]. 2025. [Citirano 16.7.2025.]; https://www.sweden-martina.com/articms/admin/reserved_area_file/177/d-imp-prama-e%20rev.%2003-16%20LR.pdf
124. Straumann Implantology. [Internet]. 2025. [Citirano 16.7.2025.]; <https://www.straumann.com/en/dental-professionals/dental-implants.html>
125. Herrmann J, Hentschel A, Glauche I, Vollmer A, Schlegel KA, Lutz R. Implant survival and patient satisfaction of reduced diameter implants made from a titanium-zirconium alloy: A retrospective cohort study with 550 implants in 311 patients. *J Craniomaxillofac Surg*. 2016;44(12):1940–4.
126. Al-Nawas B, Domagala P, Fragola G, Freiburger P, Ortiz-Vigón A, Rousseau P, et al. A Prospective Noninterventional Study to Evaluate Survival and Success of Reduced Diameter Implants Made From Titanium-Zirconium Alloy. *J Oral Implantol*. 2015;41(4):118–25.
127. French D, Larjava H, Ofec R. Retrospective cohort study of 4591 Straumann implants in private practice setting, with up to 10-year follow-up. Part 1: multivariate survival analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(11):1345–54.

128. Kim S, Jung UW, Cho KS, Lee JS. Retrospective radiographic observational study of 1692 Straumann tissue-level dental implants over 10 years: I. Implant survival and loss pattern. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(5):860–6.
129. Filippi A, Higginbottom FL, Lambrecht T, Levin BP, Meier JL, Rosen PS, et al. A prospective noninterventional study to document implant success and survival of the Straumann Bone Level SLActive dental implant in daily dental practice. *Quintessence Int*. 2013;44(7):499–512.
130. Lazzara R, Porter S, Beaty K, Davarpanah M, Martinez H. Svojstva površine implantata. In: Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Tecucianu JF, editors. *Priručnik dentalne implantologije*. Zagreb: In-Tri; 2006. p. 209–13.
131. Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(4):569–77.
132. Puž A. Uloga supstrata dipeptidil-peptidaze IV u procesima cijeljenja rana u dijabetesu (undergraduate thesis). Rijeka: Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci; 2020. p. 9–10.
133. Abiko Y, Selimovic D. The mechanism of protracted wound healing on oral mucosa in diabetes. Review. *Bosn J Basic Med Sci*. 2010;10(3):186–91.
134. Bogachkov YY, Chen L, Le Master E, Fancher IS, Zhao Y, Aguilar V et al. LDL induces cholesterol loading and inhibits endothelial proliferation and angiogenesis in Matrigels: correlation with impaired angiogenesis during wound healing. *Am J Physiol Cell Physiol* 2020;318(4):762–6.
135. Gordts SC, Muthuramu I, Amin R, Jacobs F, De Geest B. The Impact of Lipoproteins on Wound Healing: Topical HDL Therapy Corrects Delayed Wound Healing in Apolipoprotein E Deficient Mice. *Pharmaceuticals*. 2014;7(4):419–32.
136. Yoong SL, Tursan d’Espaignet E, Wiggers J, St Claire S, Mellin-Olsen J, Grady A et al. Tobacco and postsurgical outcomes: WHO tobacco knowledge summaries. Geneva: World Health Organization; 2020.
137. Balaji SM. Tobacco smoking and surgical healing of oral tissues: a review. *Indian J Dent Res*. 2008;19(4):344–8.
138. Čivljak T, Ban T, Kojić V, Petrović V, Morelato L, Vuletić M, et al. Comparison of hydrophilic properties of titanium and zirconia dental implants’ surfaces. *Materials*. 2025;18(8):1724.

139. Anitua E, Tejero R. Provisional matrix formation at implant surfaces—the bridging role of calcium ions. *Cells*. 2022;11(19):3048.
140. Oshida Y, Tuna EB, Aktören O, Gençay K. Dental Implant Systems. *Int J Mol Sci*. 2010;11(4):1580–678.
141. Held U, Rohner D, Rothamel D. Early loading of hydrophilic titanium inserted in low-mineralized (D3 and D4) bone: One year results of a prospective clinical trial. *Head Face Med*. 2013;9(1):37.
142. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Histological and immunohistochemical analysis of initial and early osseous integration at chemically modified and conventional SLA[®] titanium implants: Preliminary results of a pilot study in dogs. *Clin Oral Investig*. 2007;11(3):245–55.
143. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials*. 2004;25(7):1429–38.
144. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. *Clin Oral Implant Res*. 2009;20(4):172–84.
145. Derks J, Schaller D, Håkansson J, Wennström JL, Tomasi C, Berglund T. Effectiveness of implant therapy analyzed in a Swedish population: Prevalence of peri-implantitis. *J Dent Res*. 2016;95(1):43–9.
146. Ceruso FM, Ieria I, Tallarico M, Meloni SM, Lumbau AI, Mastroianni A, et al. Comparison between early loaded single implants with internal conical connection or implants with transmucosal neck design: A non-randomized controlled trial with 1-year clinical, aesthetics, and radiographic evaluation. *Materials*. 2022;15(2):511.
147. Marković A, Calvo-Guirado JL, Lazić Z, Gomez-Moreno G, Čalasan D, Guardia J, et al. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants: A 12-week clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(3):341–9.
148. Rupp F, Scheideler L, Eichler M, Geis-Gerstorfer J. Wetting behavior of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1256–66.
149. Kido D, Komatsu K, Suzumura T, Matsuura T, Cheng J, Kim J, et al. Influence of surface contaminants and hydrocarbon pellicle on the results of wettability measurements of titanium. *Int J Mol Sci*. 2023;24(19):14688.

150. Ganeles J, Zöllner A, Jackowski J, ten Bruggenkate C, Beagle J, Guerra F. Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year results from a prospective multicenter study. *Clin Oral Implant Res.* 2008;19(11):1119–28.
151. Aragonese J, Valverde NL, Fernandez-Dominguez M, Mena-Alvarez J, Rodriguez C, Gil J, et al. Relevant aspects of titanium and zirconia dental implants for their fatigue and osseointegration behaviors. *Materials.* 2022;15(11):4036.
152. Ban S. Classification and properties of dental zirconia as implant fixtures and superstructures. *Materials.* 2021;14(17):4879.
153. Pabst A, Asran A, Luers S, Laub M, Holfeld C, Palarie V, et al. Osseointegration of a new, ultrahydrophilic and nanostructured dental implant surface: A comparative in vivo study. *Biomedicines.* 2022;10(5):943.
154. Park J, Bauer S, Schlegel KA, Neukam FW, von der Mark K, Schmuki P. TiO₂ nanotube surfaces: 15 nm—An optimal length scale of surface topography for cell adhesion and differentiation. *Small.* 2009;5(6):666–71.
155. Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implant Res.* 2011;22(4):349–56.
156. Schwarz F, Ferrari D, Herten M, Mihatovic I, Wieland M, Sager M, et al. Effects of surface hydrophilicity and microtopography on early stages of soft and hard tissue integration at non-submerged titanium implants: An immunohistochemical study in dogs. *J Periodontol.* 2007;78(11):2171–84.
157. Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(6):839–51.
158. Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J, et al. Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface: A randomized pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):755–60.

159. Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction? *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):155–65.
160. Herrera D, Sanz M, Shapira L, Brotons C, Chapple I, Frese T, et al. Association between periodontal diseases and cardiovascular diseases, diabetes and respiratory diseases: Consensus report of the Joint Workshop by the EFP and WONCA Europe. *J Clin Periodontol*. 2023;50(6):819–41.
161. Sbricoli L, Bazzi E, Stellini E, Bacci C. Systemic diseases and biological dental implant complications: A narrative review. *Dent J*. 2023;11(1):10.
162. Mosaddad SA, Keyhan SO, Fallahi HR, Darvishi M, Aghili SS, Abdollahi Namanloo R. Dental implants and systemic diseases. In: Keyhan SO, Bohluli B, Fallahi HR, Khojasteh A, Fattahi T, editors. *Handbook of Oral and Maxillofacial Surgery and Implantology*. 10th ed. New York: Springer; 2024. p. 1–61.
163. Zhong Y, Wei ET, Wu L, Wang Y, Lin Q, Wu N, et al. Novel biomaterials for wound healing and tissue regeneration. *ACS Omega*. 2024;9(20):32268.
164. Grubbs H, Manna B. Wound physiology. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 [cited 2025 May 2]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK518964/>
165. Wang W, Yeung KWK. Bone grafts and biomaterials substitutes for bone defect repair: A review. *Bioact Mater*. 2017;2(4):224–47.
166. Almubarak S, Nethercott H, Freeberg M, Beaudon C, Jha A, Jackson W, et al. Tissue engineering strategies for promoting vascularized bone regeneration. *Bone*. 2016;83(1):197–209.
167. Sorensen LT. Wound healing and infection in surgery: The pathophysiological impact of smoking, smoking cessation, and nicotine replacement therapy: A systematic review. *Ann Surg*. 2012;255(6):1069–79.
168. Vilar R, Fish RJ, Casini A, Neerman-Arbez M. Fibrin(ogen) in human disease: Both friend and foe. *Haematologica*. 2020;105(2):284–96.
169. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: A review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(1):63–74.

170. Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, Scheideler L, Hüttig F. Surface characteristics of dental implants: A review. *Dent Mater.* 2018;34(1):40–57.
171. Shayeb MA, Elfadil S, Abutayyem H, Shqaidef A, Marrapodi MM, Cicciù M, et al. Bioactive surface modifications on dental implants: A systematic review and meta-analysis of osseointegration and longevity. *Clin Oral Investig.* 2024;28(11):592.
172. Carelli S, Passaretti A, Petroni G, Zanza A, Testarelli L, Cicconetti A. Five Years Follow-up of Short Implants Placed in Atrophic Maxilla with Simultaneous Sinus Floor Transcrestal Elevation. *Acta Stomatol Croat.* 2021;55(2):177–85.
173. Schiegnitz E, Hill N, Sagheb K, König J, Sagheb K, Al-Nawas B. Short versus Standard Length Implants with Sinus Floor Elevation for the Atrophic Posterior Maxilla. *Acta Stomatol Croat.* 2022;56(2):143–53.
174. Karci B, Oncu E. Comparison of Osteoimmunological and Microbiological Parameters of Extra Short and Longer Implants Loaded in the Posterior Mandible: A Split Mouth Randomized Clinical Study. *Acta Stomatol Croat.* 2021;55(3):238–47.
175. Bonyadi MM, Vatankhah N, Bonyadi MF. Comparison of microbiota in zirconia and titanium implants: A qualitative systematic review. *Int Dent J.* 2025;75(1):51–8.
176. Kohal RJ, Burkhardt F, Chevalier J, Patzelt SBM, Butz F. One-piece zirconia oral implants for single tooth replacement: Five-year results from a prospective cohort study. *J Funct Biomater.* 2023;14(2):116.

8. ŽIVOTOPIS

Tadej Čivljak rođen je 22. rujna 1990. godine u Šibeniku, gdje je završio osnovnu i srednju školu. Studij dentalne medicine upisao je na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Splitu, gdje je diplomirao 2015. godine i stekao zvanje doktora dentalne medicine. Nakon završetka studija četiri godine radi u sustavu primarne zdravstvene zaštite, najvećim dijelom u Domu zdravlja Šibenik. U studenom 2020. godine završio je poslijediplomski specijalistički studij Dentalna implantologija na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu te stekao akademski naziv sveučilišnog magistra dentalne medicine. U ožujku 2023. godine završio je specijalističko usavršavanje iz oralne kirurgije te postao specijalistom oralne kirurgije. Od tada je zaposlen u Stomatološkoj poliklinici Zagreb. U prosincu 2023. godine uspješno je obranio temu doktorske disertacije pod nazivom „Evaluacija hidrofilnosti površine dentalnih implantata“.

Redovito sudjeluje na domaćim i međunarodnim stručnim tečajevima i kongresima iz područja oralne kirurgije i implantologije. Član je Hrvatske komore dentalne medicine, Hrvatskog društva za oralnu kirurgiju i Hrvatskog društva za dentalnu implantologiju.

Oženjen je i otac dvoje djece.

POPIS RADOVA

i) Radovi objavljeni u časopisima u WoS Science Citation Indexu Expanded (WoS SCIE) - kvartil prema Journal Citation Reports (JCR)

Čivljak T, Ban T, Kopic V, Petrović V, Morelato L, Vuletić M, Gabrić D. Comparison of Hydrophilic Properties of Titanium and Zirconia Dental Implants' Surfaces. Materials. 2025;18(8):1724–38. (Q2) *rad proizašao iz doktorskog istraživanja*

Petrović V, Šlaj M, Buljan M, Čivljak T, Zulijani A, Perić B. Comparison of Tooth Size Measurements in Orthodontics Using Conventional and 3D Digital Study Models. J Clin Med. 2024;13(3):730. (Q1)

ii) Radovi objavljeni u časopisima u drugim bazama (WoS ESCI, Scopus itd.)

Čivljak T, Ban T, Markota I, Špiljak B, Kopic V, Bjelica R, Gabrić D. The Influence of Blood from Patients with Different Chronic Conditions on the Wettability of Dental Implant Surfaces. Acta Stomatol Croat. 2025;59(4):364–77. (Q2) *rad proizašao iz doktorskog istraživanja*

Savić Pavičin I, Adamić Hadžić A, **Čivljak T**, Dumančić J, Šlaus M, Lauc Tomislav, Ceshko Zymber A. Diachronic Comparison of Three Historical Skeletal Series from Croatia with Regard to Mandibular Bone Quality. Heritage. 2024;7(1);162–74. (Q1)

iii) Sažetci s međunarodnih i domaćih kongresa

Gabrić D, Čivljak T, Reiser Y, Barišić B, Vuletić M, Marković L, Ban T. Comparison of hydrophilic properties of different dental implant surfaces. 2025, EAO Congress - European Association for Osseointegration, 18-20 September 2025, Monaco (međunarodni, *poster prezentacija rezultata doktorata*)

Gabrić D, Barišić B, Čivljak T, Reiser Y, Katanec T, Ban T, Marković L. Analysis of surface hydrophilicity of ceramic dental implants. 2025, EAO Congress - European Association for Osseointegration, 18-20 September 2025, Monaco (međunarodni, *poster prezentacija rezultata doktorata*)

Gabrić D, Čivljak T, Barišić B, Reiser Y, Vuletić M, Ban T. Comparison of Hydrophilic Properties of Various Dental Implant Surfaces. 2025, EuroPerio11, 14-17 May 2025, Vienna, Austria (međunarodni, *poster prezentacija rezultata doktorata*)

Čivljak T, Morelato L, Vučinić D, Paljušaj E, Buljan M, Gabrić D. Horizontal Augmentation of the Alveolar Ridge Using t

he Bone of the Lateral Wall of the Upper Jaw - a case report. 2022, 9th International Congress of the Croatian Society of Dental Implantology of the Croatian Medical Association, 1-3 April 2022, Dubrovnik, Croatia (međunarodni, oralna prezentacija)

Prilog - Informirani pristanak



Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu
Poslijediplomski doktorski studij

INFORMIRANI PRISTANAK

Ime i prezime: _____

Datum rođenja: _____

Zaokružiti jedno: dijabetičar - hiperlipidemičar - pušač - ništa od navedenog

Tadej Čivljak, univ.mag.dent.med., student poslijediplomskog doktorskog studija na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu i specijalist oralne kirurgije u Stomatološkoj poliklinici Zagreb autor je istraživanja s temom *Evaluacija hidrofilnosti dentalnih implantata* u kojem će, između ostaloga, uspoređivati hidrofilnost dentalnih implantata kad dođu u doticaj s krvi anamnestički zdravih osoba bez štetnih navika u odnosu na osobe koje boluju od dijabetesa, hiperlipidemije te pušača. Prema planu istraživanja sudjelovat će 40 ispitanika podjeljenih u četiri skupine te će se uspoređivati hidrofilnost na 13 različitih proizvođača dentalnih implantata što će rezultirati brojkom od 520 mjerenja.

Potpisnik ovog *Informiranog pristanka* dragovoljno pristaje sudjelovati u istraživanju od kojeg može odustati u bilo kojem trenutku. Ispitanik pristaje donirati najviše 2 ml krvi s kojom će se kroz 48 sati na Institutu za fiziku u Zagrebu mjeriti hidrofilnost površine dentalnih implantata.

Tijekom istraživanja ispitaniku će jedino nelagodno biti zbog uboda igle kojom će se uzimati krv. Ispitanik nema nikakvu izravnu korist od istraživanja, niti će dobiti komezaciju za sudjelovanje.

Završni rad će biti objavljen u digitalnom repozitoriju i u knjižnici Stomatološkog fakulteta Zagreb, bez osobnih podataka o ispitanicima. Nakon završetka istraživanja svi *Informirani pristanci* s osobnim podacima će biti uništeni, a tijekom istraživanja će njima pristup imati jedino autor istraživanja.

Ja, kao potpisnik ovog Informiranog pristanka, izjavljujem da sam slobodnom voljom, utemeljenoj na potpunoj obaviještenosti o istraživanju suglasan donirati 2 ml krvi za istraživanje u sklopu Poslijediplomskog doktorskog studija Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu koje će provesti autor Tadej Čivljak, univ.mag.med.dent. uz mentorstvo izv.prof.dr.sc. Dragane Gabrić i komentorstvo dr.sc. Ticijane Ban.

Autor rada: Tadej Čivljak, univ.mag.dent.med., spec. oral. kirurgije; Franje Krežme 8, 10 000 Zagreb; civljaktadej@gmail.com; 098 9511 191

Mentorica rada: Izv.prof.dr.sc. Dragana Gabrić, spec.oral.kirurgije; Zavod za oralnu kirurgiju, Stomatološki fakultet Zagreb; Gundulićeva 5, 10 000 Zagreb; dgabric@sfzg.hr

Komentorica rada: Dr.sc. Ticijana Ban; Institut za fiziku, Bijenička cesta 46, 10 000 Zagreb; ticijana@ifs.hr

Potpisnik informiranog pristanka:

Zagreb, __, __, 2025.
